

**НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»
МЕХАНІКО-МАШИНОБУДІВНИЙ ІНСТИТУТ
КАФЕДРА ДИНАМІКИ І МІЦНОСТІ МАШИН ТА ОПОРУ МАТЕРІАЛІВ**

«На правах рукопису»
УДК _____

«До захисту допущено»
Завідувач кафедри
_____ Сергій ПИСКУНОВ
« ____ » _____ 2020 р.

**Магістерська дисертація
на здобуття ступеня магістра
за освітньо-професійною програмою «Динаміка і міцність машин»
зі спеціальності 131 «Прикладна механіка»
на тему: «Дослідження просторових переміщень переломів кісток, фіксованих
стержневими апаратами, під дією зовнішніх навантажень»**

Виконав:
Студент VI курсу, групи МП-92мп
Шлінчак Юрій Олександрович _____

Керівник:
к.т.н., доц.
Шидловський Микола Сергійович _____

Рецензент:
д.т.н., проф.
Данильченко Ю.М. _____

Засвідчую, що у цій магістерській дисертації
немає запозичень з праць інших авторів без
відповідних посилань.

Студент (_____)

Київ – 2020 року

Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»
Механіко-машинобудівний інститут
Кафедра динаміки і міцності машин та опору матеріалів

Рівень вищої освіти – другий (магістерський)

Спеціальність – 131 «Прикладна механіка»

Освітньо-професійна програма – «Динаміка і міцність машин»

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

_____ Сергій ПИСКУНОВ

«___» _____ 2020 р.

ЗАВДАННЯ
на магістерську дисертацію студенту
Шлінчаку Юрію Олександровичу

1. Тема дисертації «Дослідження просторових переміщень переломів кісток, фіксованих стержневими апаратами, під дією зовнішніх навантажень», науковий керівник дисертації Шидловський М.С., к.т.н., доц., затверджені наказом по університету від «___» _____ 2020 р. № ____
2. Термін подання студентом дисертації: 10.12.2020 р.
3. Об'єкт дослідження: «кістка як засіб остеосинтезу».
4. Предмет дослідження: стержневий апарат зовнішньої фіксації.
5. Перелік завдань, які потрібно розробити:
 - провести натурні випробування перелому кістки зі стержневим апаратом;
 - провести обробку даних та надати відповідні висновки.
6. Орієнтовний перелік графічного (ілюстративного) матеріалу – 6 і більше.

7. Орієнтовний перелік публікацій – 1 публікація.

8. Дата видачі завдання: 01.09.2020 р.

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання магістерської дисертації	Термін виконання етапів магістерської дисертації	Примітка
1	Ознайомлення з літературою	01.09.20 - 19.09.20	Виконано
2	Підготовка препарату кістки до натурних випробувань	20.09.20 – 05.10.20	Виконано
3	Підготовка установки складного навантаження до випробувань	06.10.20 – 15.10.20	Виконано
4	Проведення випробувань системи остеосинтезу	16.10.20 – 29.10.20	Виконано
5	Обробка експериментальних результатів	30.10.20 – 20.11.20	Виконано
6	Стартап-проект та висновки	21.11.20 – 03.12.20	Виконано
7	Підготовка презентації по стану роботи	04.12.20 – 10.12.20	Виконано

Студент _____

Юрій ШЛИНЧАК

Науковий керівник _____

Микола ШИДЛОВСЬКИЙ

АНОТАЦІЯ

Дипломна робота містить 123 сторінки, 47 таблиць, 58 рисунків, список використаної літератури з 22 найменувань.

Актуальність роботи полягає в тому, що існує необхідність у визначеності зміщення переломів систем остеосинтезу при дії різних видів та режимів навантаження.

Метою дипломної роботи є деформування та розвиток зміщень у переломах під дією короткочасних та довготривалих циклічних навантажень.

Як об'єкт випробувань була великогомілкова кістка, закріплена стержневим апаратом зовнішньої фіксації.

Для вирішення задачі проведено натурні випробування системи «кістковий перелом – стержневий апарат зовнішньої фіксації» при різних видах навантаження.

За результатами експериментальних досліджень було визначено допустимі навантаження на великогомілкову кістку зі стержневим апаратом зовнішньої фіксації та розроблені відповідні рекомендації щодо них.

Результати включених до дисертації досліджень оприлюднені на 1-й конференції.

Ключові слова: *великогомілкова кістка, стержневі апарати зовнішньої фіксації.*

ABSTRACT

The thesis contains 123 pages, 47 tables, 58 figures, a list of used literature with 22 titles.

The urgency of the work is that there is a need for certainty of displacement of fractures of osteosynthesis systems under the action of different types and modes of loading.

The aim of the thesis is to deform and develop displacements in fractures under the influence of short-term and long-term cyclic loads.

The subject of the test was the tibia, which was fixed by a rod of external fixation.

To solve the problem, full-scale tests of the system "bone fracture - rod apparatus of external fixation" under different types of loading were carried out.

According to the results of experimental studies, the allowable loads on the tibia with the rod apparatus of external fixation were determined and appropriate recommendations for the application of these loads to victims with bone fractures were developed.

The results of the research included in the dissertation were published at 1 conference.

Keywords: tibia, external fixation rods.

ЗМІСТ

ВСТУП	8
РОЗДІЛ 1. ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРНИХ ДЖЕРЕЛ	12
1.1. Підготовка зразків для досліджень	12
1.2. Способи закріплення та навантаження зразків.....	20
1.3. Способи реєстрації загальних деформацій зразків.....	24
1.4. Способи реєстрації переміщень частин переломів.....	25
1.5. Випробування під дією складних навантажень.....	27
1.6. Основні результати експериментальних досліджень.....	29
1.7. Способи визначення допустимих навантажень [7]	30
1.8. Висновки	33
РОЗДІЛ 2. ОБ'ЄКТИ ТА МЕТОДИ ВИПРОБУВАНЬ	34
2.1. Анатомічний об'єкт – великогомілкова кістка	34
2.2. Засіб фіксації, що досліджувався	39
2.3. Обладнання та способи навантаження зразка.....	45
2.4. Метод вимірювання переміщень (цифрова фотозйомка).....	52
2.5. Висновки	57
РОЗДІЛ 3. РЕЗУЛЬТАТИ ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ.....	58
3.1. Позначення що застосовані при опису результатів	58
3.2. Результати випробувань на стиск (компресійне навантаження).....	66
3.3. Результати випробувань на згин (згинальне навантаження).....	68
3.4. Результати випробувань на кручення (ротаційне навантаження)	70
3.5. Результати випробувань на стиск зі згином (комбінаційне навантаження)	72
3.6. Результати випробувань на стиск з крученням (комбінаційне навантаження).....	74
3.7. Результати випробувань на згин з крученням (комбінаційне навантаження).....	76
3.8. Результати випробувань при сумісній дії стиску згину та кручення (складне навантаження).....	78
3.9. Порівняння результатів.....	83
3.10. Переваги та недоліки запропонованих способів.....	85
3.11. Результати випробувань при циклічному навантаженні.....	85
3.12. Висновки	88

РОЗДІЛ 4. УЗАГАЛЬНЕННЯ РЕЗУЛЬТАТІВ ТА РОЗРАХУНОК ДОПУСТИМИХ НАВАНТАЖЕНЬ.....	89
4.1. Деформаційні критерії функціональної надійності при одноразових навантаженнях ...	90
4.2. Деформаційні критерії функціональної надійності при циклічних навантаженнях.....	95
4.3. Визначення допустимих навантажень	101
4.4. Визначення допустимих навантажень при циклічному впливі	106
4.5. Висновки.....	108
РОЗДІЛ 5. РОЗРОБКА СТАРТАП-ПРОЕКТУ	109
5.1. Опис ідеї проекту.....	109
5.2. Технологічний аудит.....	110
5.3. Аналіз ринкових можливостей запуску стартап-проекту.....	111
5.4. Розроблення ринкової стратегії проекту.....	118
5.5. Розроблення маркетингової програми стартап-проекту	120
ВИСНОВКИ	123
СПИСОК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ	125

ВСТУП

Використання апарату зовнішньої фіксації (АЗФ) в остеосинтезі займає провідне місце в хірургічному лікуванні захворювань та пошкоджень опорно-рухового апарату.

“Беззаперечний” фіксатор, той, що зберігає нерухомість відламків з мінімальною додатковою травмою кісткових та м'яких тканин, забезпечує функціонально-опорну здатність зламаної кінцівки на протязі всього лікувального періоду. Фіксатори мають бути виготовлені з інертних біологічних матеріалів.

Фіксаторні конструкції повинні бути біологічно та механічно обґрунтовані. При напруженнях значно менших, ніж граничні напруги при одноразовому статичному навантаженні руйнування матеріалу відбувається при наявності змінних напружень. Трапляються ситуації, коли фіксатор тривалого динамічного навантаження не може витримати.

Рівномірний остеосинтез АЗФ є досить ефективним способом лікування переломів. Головною особливістю методу є створення значного запасу міцності, що дозволяє здійснювати початкові ранні рухи, виходячи з цього, поєднує періоди відновлення функції кінцівки та консолідації.

Сучасні масштабні травми перетворили цю проблему в соціальну із медичної. В розвинутих країнах травми є третьою за частотою причиною смерті та інвалідності. Значних збитків завдають здоров'ю людей пошкодження опорно-рухової системи, що приводить до значних матеріальних витрат. Кожного року біля 10% населення отримують переломи різних кісток, у 0,5-16% цих хворих відбувається незрощення. Аналіз сучасної вітчизняної та зарубіжної літератури показав, що універсальний який-небудь метод лікування відсутній.

Черезкістковий остеосинтез виконується за допомогою конструкцій, таких як металеві кільця та дрiт. Даний метод не має достатньо міцної фіксації і самостійного застосування не знаходить, але його можна застосовувати разом з іншими методами.

Переломи з багатьма уламками менш чутливі до зміщень, абсолютне переміщення можна розкласти на багато незначних відносних переміщень між окремими фрагментами. Більш критична ситуація при простих переломах. При простих діафізарних переломах потрібно використовувати черезкістковий остеосинтез, зі створенням міжфрагментної компресії та анатомічною репозицією.

Сьогодні повне засобів остеосинтезу, але всі вони мають певні, у своєму роді, недоліки. Взявши до уваги ці обставини, доцільно продовжувати роботи з удосконалення систем остеосинтезу.

Одним із завдань травматології та ортопедії є розробка нових і вдосконалення відомих методів лікування складних переломів кінцівок постраждалих [1–8]. Як правило, при виникненні таких переломів застосовують оперативне лікування, яке на відміну від консервативного (НЕ хірургічного), є більш ефективним.

Системи з'єднання уламків кістки поділяються на пристрої для внутрішньої фіксації, залишаються в процесі лікування всередині тіла людини, і апарати зовнішньої фіксації, що розміщуються ззовні. Останні з'єднання з кістками пацієнта за допомогою стрижнів, що проходять через м'які тканини.

Останнім часом для скріплення уламків кісток розпочато застосування ендопротезів, раніше використовуються виключно для заміни пошкоджених суглобів.

З огляду на різноманітність термінів, що застосовуються в літературі для позначення систем кріплення і їх складових частин, в даному повідомленні будемо використовувати термінологію, прийняту в роботах [1–6]:

- елемент фіксації (ЕФ) - одинична деталь (спиця, стрижень, гвинт, пластина, штанга і ін.), за допомогою якої з'єднуються пошкоджені частини кісток, або деталь, що входить до складу збірної конструкції;
- апарат фіксації (АФ) - система, що складається з основних деталей (стрижні і пластини, несучі навантаження) і допоміжних елементів;

- стрижневий апарат зовнішньої фіксації (СтАЗФ) - система, основні несучі елементи якої розташовані поза кінцівки людини;
- шарнірно-дистракційний апарат (ШДА) - стрижневий апарат, який закріплюється в області суглоба для створення тривалих розтягувальних зусиль;
- скріплену кістку в сукупності з АФ або одиничним ЕФ будемо називати системою "апарат - кістка "(А-К) незалежно від способу з'єднання.

Незважаючи на настільки широке використання зазначених ЕФ і АФ, питання оптимізації конструкцій, розмірів і способів кріплення АФ до кінцівок потерпілого залишається не до кінця вирішеним.

Це пов'язано, перш за все, з різноманіттям типів АФ, способів їх закріплення і особливостями кісткових тканин. Відсутність єдиних методик випробувань також ускладнює розробку загальних рекомендацій по вибору АФ для закріплення певних типів переломів.

У зв'язку з цим дослідження характеристик жорсткості АФ і ЕФ різних типів є однією з важливих завдань біомеханіки.

До сих пір залишається відкритим питання про НДС кісткової тканини в місці контакту з ЕФ (спицями, гвинтами і шурупами, що вводяться в кістку). Деформації, що виникають в зазначених місцях, можуть робити істотний вплив на жорсткість системи А-К в цілому.

Застосування експериментальних методів обумовлено також необхідністю обов'язкової перевірки розрахункових методів на натурних біологічних об'єктах для підтвердження отриманих результатів.

У попередніх статтях [5–14] опубліковані дані натурних випробувань різних систем остеосинтезу. У зазначених статтях основна увага приділялася аналізу отриманих результатів з точки зору фахівців в області медицини. При цьому методичні особливості проведених випробувань детально не розглядалися.

З огляду на, що результати випробувань біологічних об'єктів в значній мірі залежать від обраної методики та експериментальних засобів, вважаємо за необхідне в даній публікації узагальнити застосовують методи визначення біомеханічних характеристик систем А-К і більш детально описати стендові випробування натурних біологічних об'єктів.

Описувані методики дослідження розроблено та апробовано в лабораторії біомеханічних систем при кафедрі Динаміки, міцності машин та опору матеріалів НТУУ "КПІ". Розробка методів і дослідження здійснені за участю хірургів Національного медичного університету України, Української військово-медичної академії та Інституту травматології та ортопедії АМН України.

РОЗДІЛ 1. ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРНИХ ДЖЕРЕЛ

1.1. Підготовка зразків для досліджень

Дослідні об'єкти. У наших експериментах використовувалися анатомічні препарати кінцівок трупів людей, які померли від пошкоджень і захворювань, не пов'язаних з патологією опорно-рухового апарату. Після моделювання переломів останні скріплювалися різними ЕФ і АФ. Типи пристроїв фіксації переломів і шарнірно-дистракційного апаратів наведені в табл.1. Вибір біологічних об'єктів, ЕФ і АФ здійснювали хірурги, що брали участь в дослідженнях. При цьому перевага віддавалася практично найбільш важливим і найменш дослідженим системам [7].

Загальна схема досліджень. Випробування систем остеосинтезу кінцівок людини проведені нами за єдиною схемою, зображеної на рис. 1.1.

Таблиця 1.1

Тип АФ або ЕФ	Конструкція	Об'єкт лікування	Функція яка виконується АФ або ЕФ
Тип 1. Стрижневі апарати зовнішньої фіксації	односторонні і двосторонні, одноплощинні і двохплощинні	великогомілкові кістки	консолідація переломів при впливі дистракційних, компресійних, згинних і ротаційних навантажень
	з дугоподібними штангами		
Тип 2. Елементи Внутрішньої фіксації кісток стопи	спиці Кіршнера	таранні і п'яткові кістки	консолідація переломів при впливі дистракційних і компресійних навантажень
	самонарізні гвинти		
	зубчасті пластини		
Тип 3. Елементи внутрішньої фіксації використаням	кутова пластина	вертельна область стегнової кістки	консолідація переломів при впливі вигинистих і компресійних
	фіксатор DHS		

металоостеосинтезу			навантажень
	ендопротез		
Тип 4. Шарнірно-дистракційні апарати	односторонній	проксимальні міжфалангові і п'ястно-фалангові суглоби пальців	розвантаження суглобів зі збереженням їх рухливості
	двосторонній		
Тип 5. Шарнірно-дистракційні апарати внутрішньої фіксації		ліктьові суглоби	розвантаження суглобів зі збереженням їх рухливості, фіксація кісткових уламків
		гомилкостопові суглоби	

Перший етап - аналіз об'єктів (рис. 1.2). На цьому етапі найголовнішим є активна співпраця з хірургами-травматологами, які визначають номенклатуру випробовуваних об'єктів, напрямки і характер діючих навантажень.

Другий, підготовчий, етап (рис. 1.3) складається з оціночного випробування при навантаженнях, які можуть бути реалізовані досить просто, без створення ускладнених систем. На цьому етапі ми не звертаємо увагу на недосконалості спрощеного способу кріплення об'єкта і на можливі значні деформації, які виникають в цьому випадку в місці кріплення.

Вимірювання деформацій об'єкта і визначення найбільш "проблемних" місць на цьому етапі бажано проводити якомога простішими засобами. Найголовніше - це вибір реперних точок і їх правильне розміщення.

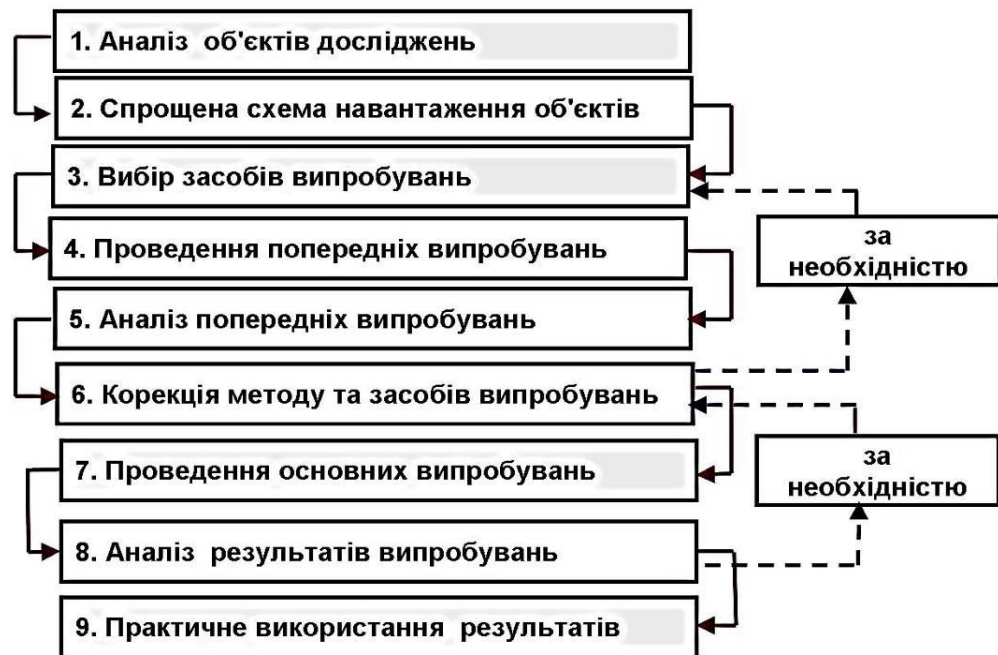


Рис. 1.1. Схема визначення біомеханічних характеристик систем остеосинтезу



Рис 1.2. Аналіз об'єктів дослідження перед проведенням випробувань

На рис. 1.4 в якості прикладу запропонована спрощена схема випробувань маломілкової кістки на згин. На фотознімках видно розвиток (розкриття) перелому, скріпленого фігурної пластиною. На підставі такого спрощеного випробування робиться висновок про раціональне розміщення реперних точок. В якості останніх в даному випадку використовували хірургічні шурупи.

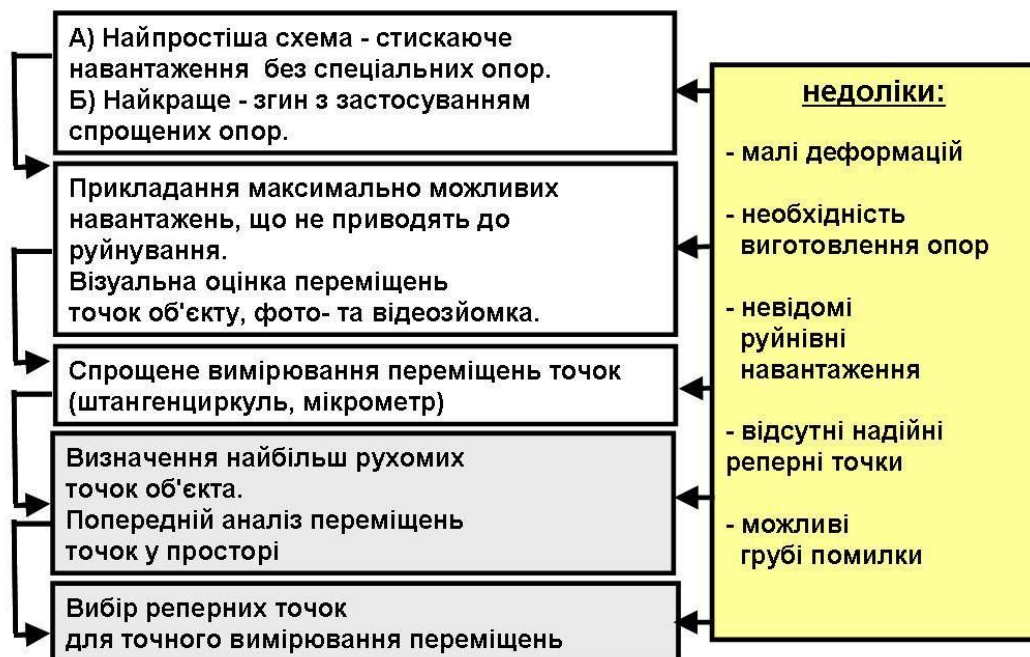


Рис. 1.3. Схема спрощеного (оціночного) випробування

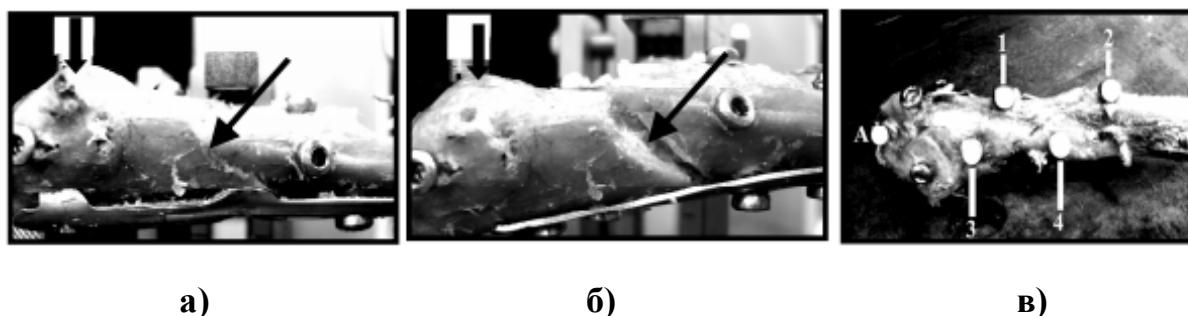


Рис. 1.4. Спрощена схема навантаження маломілкової кістки і попередній аналіз переміщень: а) дія малих навантажень, поява зсувів уламків; б) максимальне навантаження, максимальне зміщення уламків; в) розміщення реперних точок.

Вибір анатомічних об'єктів, типів пошкоджень та засобів фіксації переломів здійснювали хірурги-травматологи, що брали участь в дослідженнях. При цьому перевага віддавалася практично найважливішим з точки зору травматології та найменш дослідженим на теперішній час системам [7].

Використовували препарати кісток людей, які були взяті із біоматеріалу ампутованих кінцівок, що підлягали утилізації і які згідно наказу ОМЗ України № 325 від 08.06.2015 після закінчення випробувань були утилізовані. Для експериментального дослідження використовували кістки без патологічних змін.

Вік донорів знаходився в межах від 36 до 67 років.

Консервація препаратів виконувалася заморожуванням до температури -18°C . Перед випробуваннями всі препарати розморожувалися у 0,9% розчині натрію хлориду протягом 24 год. при температурі $+37^{\circ}\text{C}$.

На кістках штучно утворювали необхідні переломи за допомогою пили Лангенбека. Після цього проводився остеосинтез анатомічних препаратів. Переломи фіксували різними засобами фіксації переломів (ЗФП) загальноприйнятими хірургічними способами [7].

В табл. 1.2 зазначено анатомічні об'єкти, для яких використовуються конструкції ЗФП, що були піддані випробуванням, та функції цих засобів. Типи досліджених кісток із ЗФП зображені на рис. 1.5.

Таблиця 1.2

Об'єкти дослідження та їх основні функції

Анатомічні об'єкти та функція ЗФП	Тип ЗФП та його конструкція
Великогомілкові та стегнові кістки - консолідація переломів при компресійних, згинальних та ротаційних навантаженнях	Стрижневі апарати зовнішньої фіксації різних конструкцій (рис. 1.5 а, б)
	Накісткові пластини при різних гвинтових компоновках (рис. 1.5 в)
Таранна кістка стопи - консолідація переломів при компресійних навантаженнях	Спиці, гвинти (рис. 1.5 г)
П'ясні кістки - консолідація переломів при дистракційних, компресійних, згинальних та ротаційних навантаженнях	Накісткові пластини різних конструкцій (рис. 1.5 д) та стрижневий апарат зовнішньої фіксації (рис. 1.5 е)

Закріплення та позиціонування зразків. Як показала практика, однією із складних проблем при експериментальних дослідженнях біомеханічних систем є створення надійного контакту між елементами випробувального обладнання (навантажувальні пристрої, динамометри, вимірювачі деформацій) та об'єктом, що випробовується.

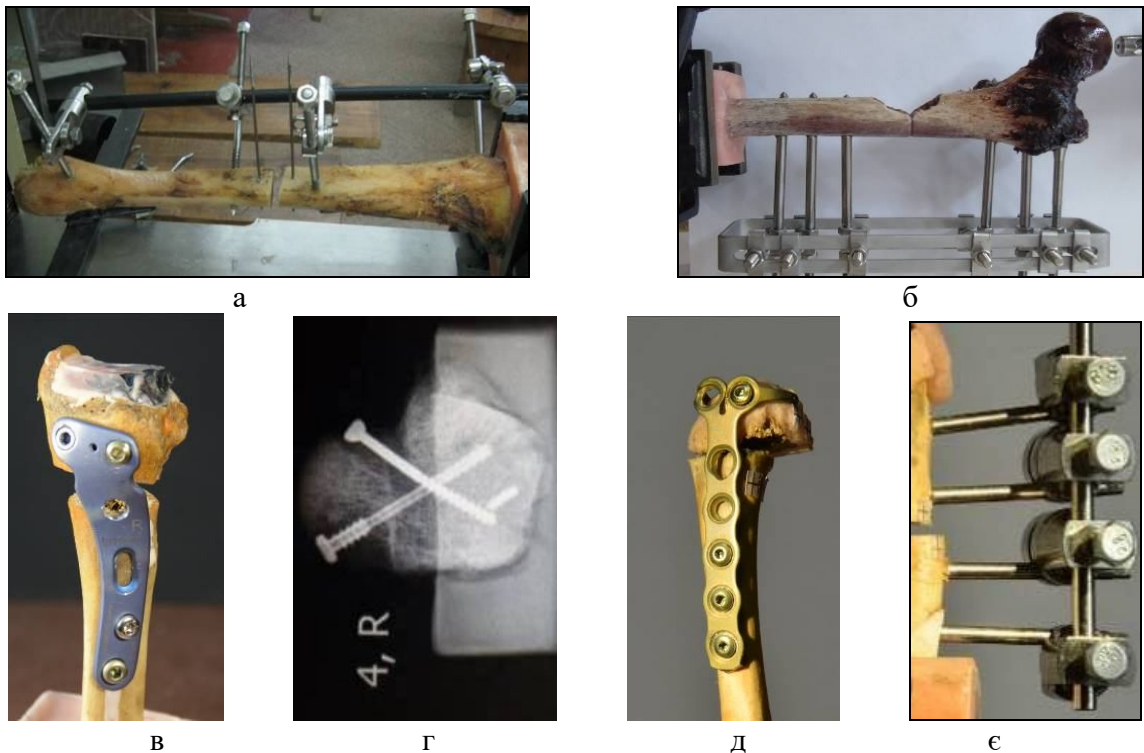


Рис. 1.5. Засоби остеосинтезу переломів кісток: кінцівок: а, б, є - стержневі апарати зовнішньої фіксації; в, д - накісткові пластини; г - гвинти та спиці

Навіть для відносно простих з точки зору методів випробувань матеріалів (метали, пластмаси, композиційні матеріали) пред'являють достатньо жорсткі вимоги до способів закріплення зразків в затискувачах випробувальних машин [12–15]. Для зразків, що виготовляються з композиційних матеріалів, встановлені ще більш високі вимоги стосовно їх закріплення під час випробувань [16–18].

При випробуваннях об'єктів біологічного походження проблема ускладнюється в першу чергу недосконалістю контакту металевих деталей випробувального обладнання з кістковою тканиною. Це пов'язане, наприклад, з таким явищем як зміна фізичної густини кісткової тканини навколо імплантату (резорбція або склерозування певного об'єму кістки). При довготривалих циклічних навантаженнях може виникнути ефект «розхитування» місця з'єднання за рахунок локального змінання кісткової тканини.

На основі численних попередніх експериментів, узагальнюючи результати достатньо великої кількості типів випробуваних об'єктів, нами були сформульовані

основні вимоги до засобів закріплення переломів при випробуваннях на розтяг, стиск, згин та кручення [9]:

- забезпечення малих деформацій в місцях кріплення порівняно з загальними деформаціями зразка;
- стабільність величини деформацій в місці кріплення при багаторазових навантаженнях;
- можливість контролю рівня деформацій в місцях контакту вузлів кріплення зі зразком;
- можливість точного позиціонування зразка при встановленні на випробувальній машині;
- мала маса, суттєво менша у порівнянні з масою зразка;
- невеликі габарити (такі, що забезпечують доступ вимірювальних інструментів до об'єктів).

Попередніми експериментами [9] встановлено, що виготовлення універсальних опор, що надійно закріплює всі типи кісток, неможливо. Це пов'язане з індивідуальними формами поперечного перерізу кісток кожного типу, особливостями топографії їх поверхонь та рядом інших причин.

Використаний нами спосіб заливки епіфізів кісток рідкою пластмасою з подальшим отвердінням забезпечує достатньо щільний контакт поверхні кістки з опорою. Для закріплення досліджуваних препаратів до робочого столу випробувальної машини використовували пластмасові опорні головки (рис. 1.6 а, г), що виготовляли індивідуально для кожної кістки. Опори компенсують всі непаралельності сторін при закріпленні кістки для випробування. Опорні головки у вигляді паралелепіпедів попередньо виливали з спеціальної пластмаси «ПРОТАКРИЛ-М» (композиція акрилової групи швидкого холодного затвердження, що застосовується для протезування в стоматології). Деформації застосованих головок складали не більше 3 ... 5 % від деформації кісток, що досліджувалися.

Зазначена пластмаса має всі необхідні властивості для виготовлення опор:

- підвищену жорсткість (модуль пружності не менше 2000 МПа) для запобігання деформування опори в процесі навантаження;
- малу в'язкість напівфабрикату для точного повторення форми кістки;
- низьку температуру полімеризації і малий час затвердіння (пластмаса твердне протягом 40-60 хв. з виділенням тепла і нагріванням не більше, ніж до 60⁰С).

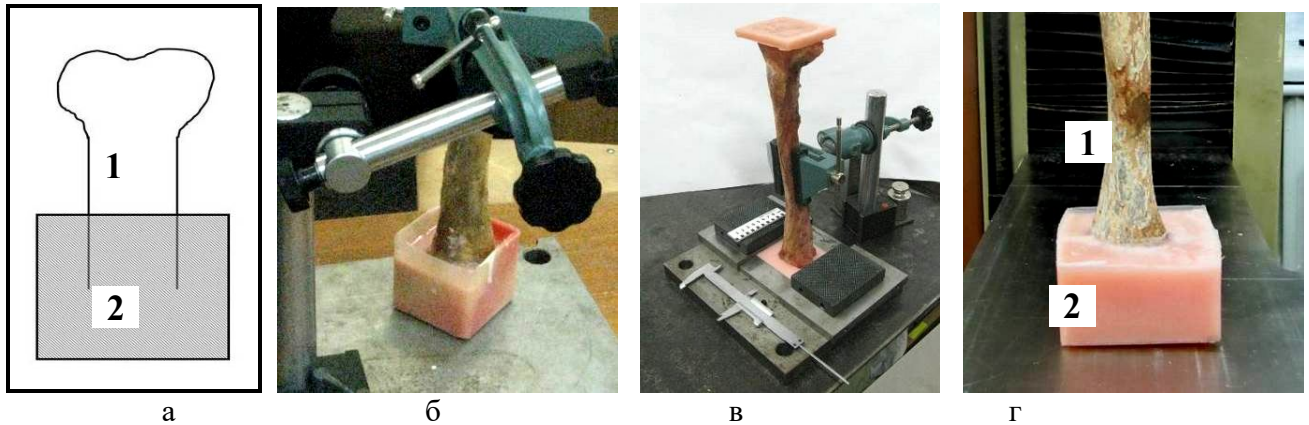


Рис. 1.6. Схема пластмасової опорної головки (а), закріплення кісток при виготовленні опор (б, в) та кістка з готовою опорою (г); 1 – кістка, 2 – опорна головка

Основні функції закріплення опорною головкою:

- створення тотожних умов випробувань непошкоджених і пошкоджених кісток з фіксованими переломами;
- мінімізація додаткових деформацій препаратів , що виникають в місці контакту кістки з вузлами випробувального обладнання;
- створення умов для навантаження у заданому напрямку.

Перед виготовленням опор епіфізи кісток механічно обробляли та формували площині, паралельні та перпендикулярні поздовжньої осі кістки. Обробка поверхонь епіфізів, що контактують з пластмасою, знижує додаткові деформації препаратів. Для формування опорних головок виготовляли прямокутні металеві ємкості під розмір епіфізів кісток (рис. 1.6 в).

Нижню поверхню опори формували на сталевій плиті. Для формування бічних поверхонь опор використовували сталеві пластини, що утворювали прямокутник зі сторонами 80-90 мм. Такі розміри сторін забезпечували розміщення епіфізів в межах обсягу опори.

Для запобігання з'єднання пластмаси «ПРОТАКРИЛ-М» з поверхнею форми, перед виготовленням опор на форму наносили розділовий лак «ІЗОКОЛ-69». Епіфіз кістки поміщали в зазначену форму, а кістку нерухомо закріплювали у вертикальному положенні. Після цього епіфіз кістки заливали змішаними компонентами пластмаси (рис.1.6 б, в). Полімеризація пластмаси відбувалася за 30-40 хвилин.

Після затвердіння опори форми видаляли, а поверхні отриманого паралелепіпеда з фіксованою в ньому кісткою механічно обробляли для надання паралельності їх протилежним поверхням.

Для випробувань на стиск, згин або кручення опорні головки разом з кістками за допомогою струбцин закріплювали на робочому столі випробувальної машини. Зусилля на зразок передавали через сталевий стержень, закріплений на динамометрі (рис.1.7а). При випробуваннях ВГК на стиск проксимальний епіфіз опирали на пластмасову опору (рис.1.7г).

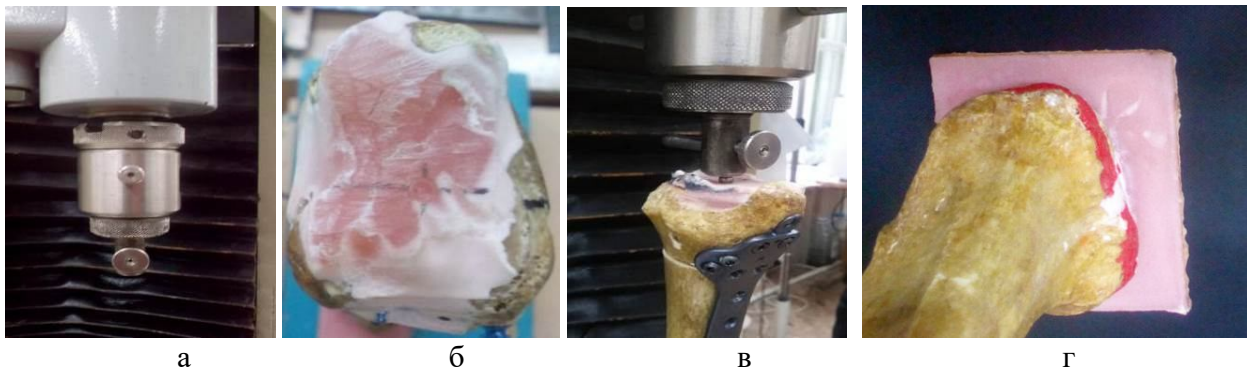


Рис. 1.7. Передача зусилля на зразок: а – стрижень, що передає зусилля; б, в – місце контакту стержня з шаром пластмаси; г – проксимальний епіфіз (опора для випробувань на стиск)

1.2. Способи закріплення та навантаження зразків

Наступний етап - вибір засобів випробувань, в першу чергу - вибір способу кріплення об'єкта, вибір пристрою передачі навантаження і вибір систем для вимірювання переміщень.

На підставі проведених експериментальних робіт, узагальнюючи результати досліджень чималої кількості типів випробуваних об'єктів, нами сформульовані

основні вимоги до засобів закріплення систем А-К при випробуваннях на згин, стиск і кручення:

1. забезпечення малих деформацій в місцях кріплення в порівнянні з деформаціями препарату;
2. стабільність величини деформацій в кріпленнях при багаторазових навантаженнях;
3. можливість контролю деформацій в місці контакту кріплення з препаратом;
4. можливість позиціонування препарату при установці на випробувальній машині;
5. мала маса, яка істотно менша маси препарату;
6. невеликі габарити (забезпечення доступу засобів вимірювання переміщень до об'єктів).

В роботі [6] детально описані способи закріплення, що застосовуються в наших дослідженнях. Тут коротко охарактеризуємо кожен вид закріплення і вкажемо їх основні переваги та недоліки.

Спосіб 1. Закріплення гвинтовим захватом. Цей спосіб можна застосовувати при випробуваннях стегнових і великогомілкової кісток при розтягуванні стисненні та згині. При такому способі за рахунок регулювання гвинтів з конусними голівками можна домогтися малих деформацій в місці контакту. При багаторазових навантаженнях цей спосіб показує низьку якість закріплення через розхитування місця контакту гвинтів з кісткою.

При випробуваннях на згин препарат, закріплений в захваті, горизонтально розміщували на робочому столі випробувальної машини. Навантаження прикладали до вільного кінця кістки через жорсткий металевий стрижень вздовж вертикальної осі.

Спосіб 2. Передача навантаження через тарілчасту пластину. Цей спосіб добре зарекомендував себе при випробуваннях на стиск великогомілкової кістки з переломами, зафіксованими АФ типу 1 (табл. 1.1). Для створення компресійних

(осьових стискаючих) навантажень передачу зусиль виробляли за допомогою тарілчастої пластини, яку за допомогою самонарізних шурупів закріплювали на вирівняному торці фрагмента кістки.

Для прикладання компресійних навантажень при випробуваннях ЕФ, призначених для закріплення переломів таранної і п'яткової кісток (ЕФ типу 2), нижню частину стопи жорстко кріпили на рухомому столі випробувальної машини.

Спосіб 3. Чотирьох точкове закріплення. Цей спосіб перевірений при випробуваннях на згин стегнової кістки з елементами внутрішньої фіксації типу 3 (табл.1.1). Використовуються чотири опори, виготовлені з кісткового цементу індивідуально для кожного препарату. Вони розташовуються попарно один навпроти одного, притискаються струбциною, закріпленою на робочому столі випробувальної машини, і створюють досить жорстке консольне закріплення. Навантаження на систему ЕФ – кістка передається через головку стегнової кістки.

Спосіб 4. Опора на профільовану платформу. Цей спосіб також як і попередній апробований при випробуваннях стегнових кісток з різними ЕФ (тип 3 відповідно до табл.1.1). опори виготовляли індивідуально для кожного препарату з кісткового цементу. Зразок при випробуваннях розташовували вертикально, стискаюче навантаження передавали через головку стегнової кістки або через ендопротез, що фіксує перелом. Цей спосіб дає мінімальну деформацію в місцях контакту і показує високу стабільність при дії циклічних навантажень.

Спосіб 5. Передача розтягувального навантаження через тяги. Зазначений спосіб використаний для дослідження деформацій, що виникають при розтягуванні міжфалангових і п'ястно-фалангових суглобів кістки, а також для дослідження жорсткості ліктьових і гомілковостопних суглобів, забезпечених системами ШДА (табл. 1.1, тип 4 і 5). Як приклад на рис. 1.8 зображена схема передачі навантажень при випробуваннях ШДА, що застосовуються для лікування суглобів (1) пальців руки.

Для відтворення фізіологічних навантажень односторонній ШДА кріпили на сегменті, що складається з п'ясткової кістки і проксимальної фаланги. Двосторонній ШДА (2) був закріплений на сегменті, що включає проксимальну і середню фаланги. Апарати закріплювали на фалангах і на п'ястковій кістці за допомогою сталевих спиць (3).

В якості тяг (4) використовували вигнуті стрижні діаметром 2 мм, виготовлених з нержавіючої легированої сталі, одним кінцем закріплюються в захватах випробувальної машини. В кожному випробуванні використовували чотири тяги, розташовані симетрично (рис. 1.8).

Спосіб передачі навантажень при випробуваннях ШДА, що застосовуються для лікування ліктьових і гомілковостопних суглобів, принципово не відрізняється від наведеного вище способу. Відмінності полягають тільки в розмірах тягових елементів, в величинах навантажень і деформацій суглобів.

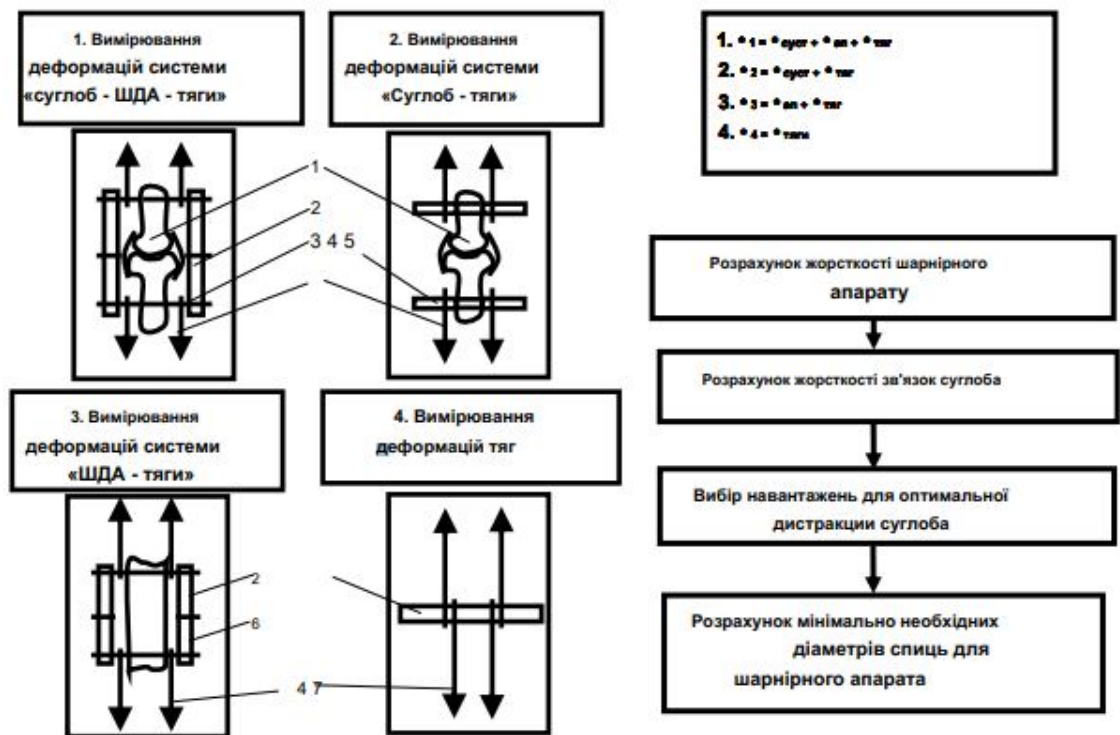


Рис. 1.8. Схема визначення характеристик жорсткості системи "суглоб - ШДА"
 1 - суглоб; 2 - ШДА; 3 - сталеві спиці; 4 - тяги; 5 - сталеві стрижні для розтягування суглоба; 6 - тверде тіло, що заміняє при випробуваннях суглоб; 7 - сталевий стрижень, який замінює при випробуваннях систему "суглоб - ШДА".

1.3. Способи реєстрації загальних деформацій зразків

При виборі способів вимірювання переміщень враховували такі вимоги до засобів вимірювання [9]: оперативність та простота кріплення пристрою для вимірювань переміщень до об'єкту; мала вага пристрою при кріпленні його безпосередньо до об'єкту, що випробовується; мінімальна інерційність приладу; можливість швидкої реєстрації показів в ручному та програмованих режимах навантаження; можливість оперативного позиціонування вимірювального приладу в процесі проведення випробувань. Бажана відсутність безпосереднього механічного контакту приладу з об'єктом, що досліджується.

Враховуючи ці вимоги, в наших дослідженнях не використовували такі механічні вимірювальні пристрої, як мікрометри, штангенциркулі та індикатори годинникового типу.

Переміщення, що виникали у ТК під дією одноразових та циклічних навантажень, реєстрували трьома способами.

Спосіб 1 – Запис діаграм деформування у координатах «навантаження - переміщення». Цей спосіб застосовували при випробуваннях непошкоджених зразків при малих деформаціях на першому етапі дослідження (режим «А»). Діаграми деформування записували також на кінцевому етапі випробувань (режим Б) після проведення дослідів при дії серії циклічних навантажень.

Спосіб 2 – Відеозапис показань вимірювань безпосередньо з цифрового табло випробувальної машини. Цей спосіб застосовувався переважно при випробуваннях з циклічною зміною навантаження (режим «В») оскільки у цьому режимі можливості випробувальної машини не дозволяють записувати покази цифрового табло на будь-який носій інформації.

Спосіб 3 – Послідовне фотографування зразка з контрастними мітками. Тут був відсутній контакт між вимірювальною апаратурою та дослідженим об'єктом, що не приводило до виникнення додаткових деформацій.

1.4. Способи реєстрації переміщень частин переломів

Метод цифрового фотографування. Загальна суть методу - це одночасне визначення лінійних переміщень декількох точок перелому у вертикальному та горизонтальному напрямках. Для вимірювання зміщень окремих точок об'єктів, зокрема, взаємних зміщення частин перелому застосували цифрову фото- та відеозйомку.

Оскільки не можливо розглянути дуже багато точок, пропонується обмежитись чотирма точками перелому: точка, що найближча до засобу фіксації (пластини або СтАЗФ); точка, найвіддаленіша від засобу фіксації; дві точки, найвіддаленіші від лінії, що з'єднує перші дві точки. З цих точок вибираємо точку з найбільшими переміщеннями. При цьому, окрім лінійних, реєструються ще і кутові переміщення.

В основу запропонованого способу покладено вимірювання зміщень будь-яких точок уламків кісток в зоні перелому з використанням контрастних міток, встановлених на частинах перелому, та можливості застосування аналітичних методів для визначення цих зміщень.

Випробування включали: закріплення на робочому столі випробувальної машини пошкодженої кістки з системою фіксації перелому та реперними елементами, попередньо розміщеними на відламках; фотографування ненавантаженого та навантаженого об'єкту; обробку фотознімків цифровим способом [9].

При такому способі контакт між вимірювальною апаратурою та дослідженим об'єктом відсутній. Це не приводить до виникнення додаткових деформацій, як, наприклад, при взаємодії механічних вимірювачів з поверхнею препаратів. Вищевказаний метод вирішує також задачу одночасного вимірювання переміщень біомеханічної системи «кістка - фіксатор перелому» в різних точках і площинах об'єкта.

Це універсальний спосіб і його використовували при всіх режимах випробувань зі збереженням інформації у вигляді фотознімків. Вимірювання складається з такої послідовності дій:

- 1) закріплення на робочому столі випробувальної машини кістки з модельованим переломом, системою фіксації перелому та реперними елементами, попередньо розміщеними на відламках;
- 2) фотографування каліброваного об'єкту з відомими розмірами для встановлення масштабного коефіцієнту;
- 3) фотографування області перелому ненавантаженої кістки; надалі це зображення використовують як контрольне;
- 4) прикладення до об'єкту навантаження, яке приводить до виникнення зміщень в області перелому;
- 5) фотографування кістки, що піддана навантаженню, без зміни положення закріпленої частини кістки та пристрою, що здійснює фотографування;
- 6) обробка фотознімків за цифровим способом, визначення відстаней між реперними елементами в недеформованій системі та системі під дією навантаження;
- 7) розрахунок переміщень в різних точках області перелому.

На рис. 1.9 наведено приклад визначення взаємного зміщення відламків малогомілкової кістки при згині. На цьому малюнку, на фото праворуч зображена ненавантажена малогомілкова кістка, на фото зліва – та ж кістка під дією згинального навантаження 50 Н (згинає момент $1,3 \text{ Н} \cdot \text{м}$). На фото вгорі - об'єкт з реперними точками (медичні шурупи), на фото внизу - керуюча рамка. Верхня межа рамки поєднана з еталонною мірною плиткою, нижня - з однією з реперних точок.

Наведено результати порівняння з вимірюванням цього ж переміщення індикатором годинникового типу.

Розбіжність становить кілька відсотків, що цілком прийнятно для подібного роду вимірювань.

Вельми істотною перевагою цього способу є можливість реєстрації тимчасових процесів, наприклад розвиток деформацій при дії тривалих навантажень, включаючи циклічно змінюються (імітація ходьби).

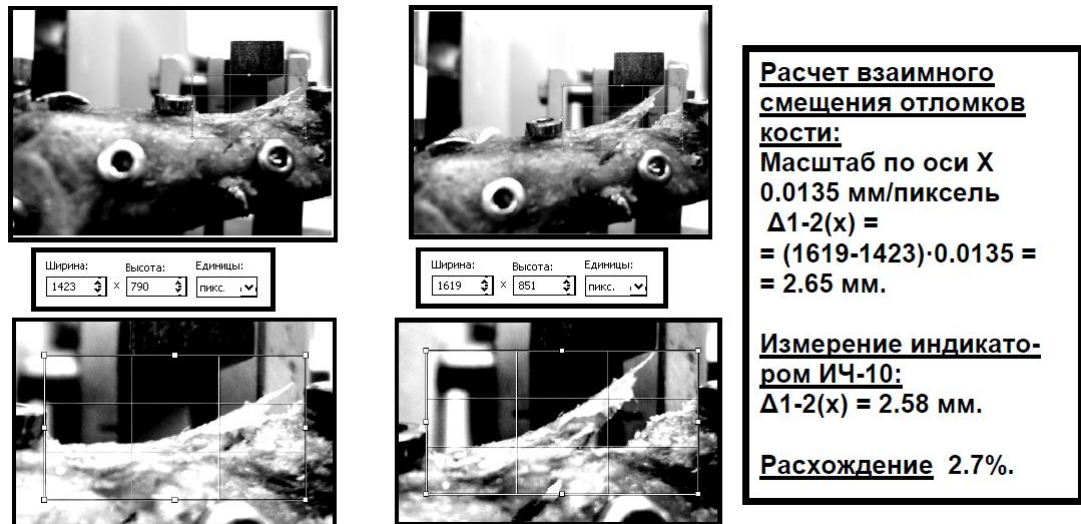


Рис. 1.9. Вимірювання переміщень відламків кістки за допомогою цифрової фотокамери.

1.5. Випробування під дією складних навантажень.

Блочно-важільний пристрій для складного навантаження кісток з переломами та засобами фіксації [12]. Для експериментального вивчення просторових переміщень точок перелому і взаємних кутів повороту розроблено і створено пристрій, що дозволяє відтворювати одночасну дію на систему «кістка з переломом - засіб фіксації» стискаючих, згинальних і ротаційних навантажень. Загальний вигляд пристрою представлений на рис. 1.10а, а на рис. 1.10б представлена його комп'ютерна модель.



а



б

Рис. 1.10. Пристрій для складного навантаження системі «кістка з переломом - фіксуєча пластина» (а) та його комп'ютерна модель (б).

Пристрій призначений для прикладання статичних та циклічних навантажень при випробуваннях засобів ОС при одночасної дії стиску, згину та кручення. У процесі навантаження у кожний момент часу є можливість цифрового фотографування області перелому та подальше визначення переміщень (взаємних зміщень) точок протилежних частин перелому.

Принцип роботи пристрою. Експериментальний пристрій включає такі основні вузли (рис. 1.11): система закріплення кістки з модельованим переломом та засобом фіксації; вузол для навантаження кістки при стисканні; вузол для навантаження кістки шляхом згинання; вузол для прикладання до кістки ротаційного навантаження; важільна система для прикладання циклічного навантаження [12].

На рис. 1.11 позначено: 1 - станина; 2 - опорні колони; 3 - нижня опора; 4 – нижній затискувач; 5 - кістка; 6 - верхній затискувач; 7 - вилка - шарнір; 8 - важіль; 9 - навантажувальний стержень; 10 - кулька; 11 - вісі; 12 - шнури; 13 - трос; 14 - підставки для блоків; 15 – змінні блоки; 16 - гак; 17 - талреп; 18 - вантаж для створення згину; 19 - вантаж для створення кручення; 20 - вантаж для створення стиску; 21 – блок навантаження

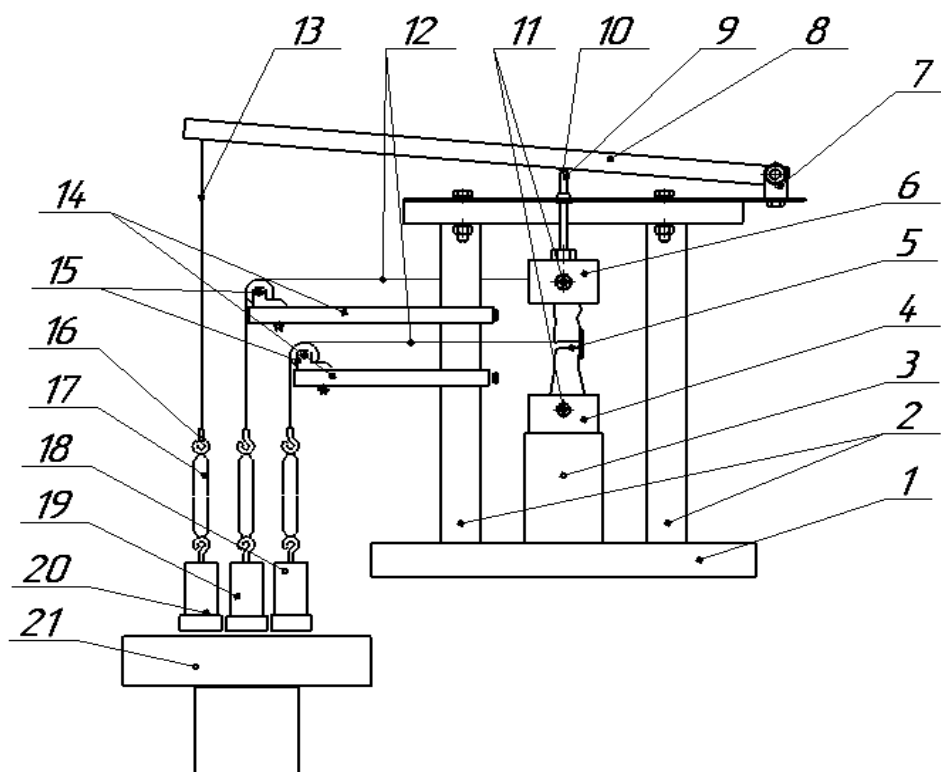


Рис. 1.11. Схема випробувального пристрою для дослідження систем остеосинтезу при складному навантаженні: а - основна частина установки; б - допоміжний важільний пристрій для керування навантаженням.

Окремі вузли пристрою зображені на рис. 1.12.

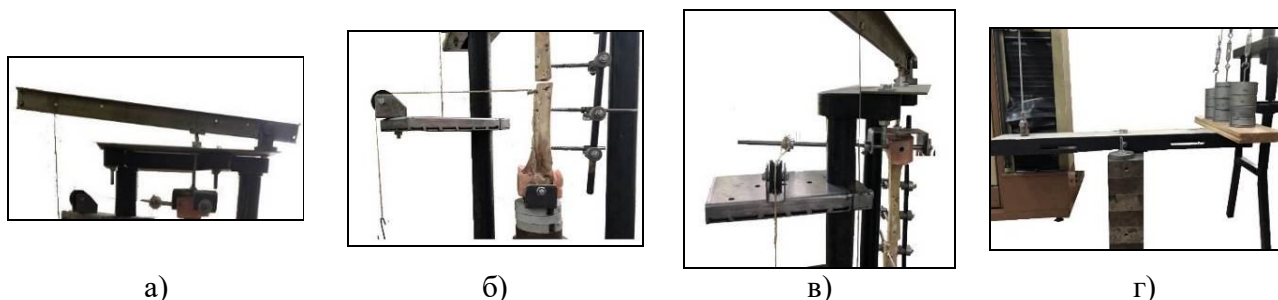


Рис. 1.12. Вузли для навантаження кістки при стиску (а), згині (б) та крученні (в); допоміжна важільна система для керування навантаженням (г)

1.6. Основні результати експериментальних досліджень

Результати випробувань описані в роботах [5, 6] і в скороченому вигляді наведені в табл. 1.3. Типи АФ позначені відповідно до табл. 1.1.

В якості основної характеристики систем А-К прийняті питомі деформації (зміщення) як відносини величин абсолютних переміщень точок об'єкта до діючої навантаженні.

Таблиця 1.3

Деформационные характеристики различных систем А-К.

Анатомический препарат	Система фиксации	Вид деформирования и диапазон нагрузок	Удельная деформация $\times 10^2$, мм/Н	Обозначения предыдущей колонке	в
1. Стержневые аппараты внешней фиксации (тип 1)					
Большеберцовая кость	односторонний одноплоскостной	Изгиб консольно закрепленной кости в сагиттальной плоскости, 20 ... 100 Н	3.45 / 2.35	поперечные переломы / сегментарные переломы	
	односторонний двухплоскостной		1.86 / 1.18		
	двухсторонний одноплоскостной		0.89 / 0.86		
	двухсторонний двухплоскостной		1.48 / 2.87		
	с дугообразными штангами		1.92 / 1.62		
2. Элементы внутренней фиксации костей стопы (тип 2)					
Таранная кость	самонарезные винты аппарат Илизарова спицы Киршнера	Сжатие, 100 ... 500 Н	1.70 / 4.12 3.90 / 6.14 6.00 / 10.5	нагрузка 100 Н нагрузка 500 Н	
Пяточная кость	зубчатые пластины аппарат Илизарова спицы Киршнера		6.40 / 9.34 12.8 / 12.0 14.8 / 15.7		
	3. Элементы внутренней фиксации с применением металлоостеосинтеза (тип 3)				
Большеберцовая кость	угловая пластина фиксатор DHS	Изгиб, 10 ... 50 Н	9.70 / 12.1 18.7 / 17.4	деформации системы А-К / смещения отломков	
	эндопротез		7.52 / 3.21		
	4. Компрессионно-дистракционные шарнирные аппараты (тип 4)				
Межфаланговые суставы	аппарат с двухсторонней фиксацией	Растяжение, 20 ... 100 Н	14.0 / 22.9	деформации системы А-К / деформации суставов	
Пястно- фаланговые суставы	аппарат с односторонней фиксацией		25.9 / 69.4		
5. Шарнирно - дистракционные аппараты внешней фиксации (тип 5)					
Локтевой сустав	стержневой аппарат	Растяжение, 20 ... 300 Н	26.2 / 8.21	деформации системы А-К / деформации АФ	
Голеностопный сустав			16.7 / 1.63		

1.7. Способи визначення допустимих навантажень [7]

Для визначення допустимих навантажень, що не викликають небезпечних зміщень точок перелому, необхідно знати розташування цих небезпечних точок та величини максимальних переміщень. В більшості випадків ці точки є найбільш віддаленими від місця закріплення засобу фіксації. Надалі максимальні абсолютні та приведені лінійні переміщення цих точок позначатимемо відповідними літерами без верхнього індексу: $\Lambda_{k(max)} = \sqrt{(\Lambda_{Xk(max)})^2 + (\Lambda_{Zk(max)})^2}$ - максимальні повні взаємні переміщення небезпечних точок; $\Lambda_{Xk(max)}$ та $\Lambda_{Zk(max)}$ - проекції на осі X та Z взаємних переміщень точок перелому, найбільш віддалених від пластини,; $\lambda_{Xk(max)} = |\Lambda_{Xk(max)} / P_k|$ та $\lambda_{Zk(max)} = |\Lambda_{Zk(max)} / P_k|$ - приведені переміщення точок перелому, найбільш віддалених від пластини, у поздовжньому та поперечному напрямках відповідно;

$\lambda_{k(max)} = \sqrt{(\lambda_{Xk(max)})^2 + (\lambda_{Zk(max)})^2}$ - максимальне повне приведенне переміщення зазначеної точки; $\Gamma_{k(max)} = \arctg |(\Lambda_{Xk(max)}^M - \Lambda_{Xk(max)}^L) / S_{ML}|$; $\gamma_{k(max)} = \Gamma_{k(max)} / P_k$ - максимальний взаємний кут повороту частин перелому та максимальний приведений кут повороту під дією заданого навантаження P_k відповідно.

Приймаємо в якості допустимих величини взаємного переміщення суміжних точок перелому $[\Lambda] = 1$ мм та взаємного кута повороту частин перелому $[\Gamma] = 3^\circ$ [7, 8].

Умови жорсткості за допустимим переміщенням та кутом повороту при дії тільки поздовжньої сил P_1 мають вигляд:

$$\Lambda_{1(max)} = \lambda_{1(max)} \cdot P_1 \leq [\Lambda]; \quad \Gamma_{1(max)} = \gamma_{XZ(1)} \cdot P_1 \leq [\Gamma], \quad (1.1) (1.2)$$

а допустимі осьові сили, що не приводять до виникнення недопустимого зміщення у переломі або недопустимого взаємного кута повороту частин перелому,

$$P_{1(доп)} = [\Lambda] / \lambda_{1(max)}; \quad P_{1(доп)} = [\Gamma] / \gamma_{XZ(1)}. \quad (1.3) (1.4)$$

З двох отриманих значень $P_{1(доп)}$ вибираємо менше навантаження і використовуємо його як допустиме.

Допустимі навантаження при згині визначали аналогічним способом:

$$P_{2(доп)} = [\Lambda] / \lambda_{2(max)}; \quad P_{2(доп)} = [\Gamma] / \gamma_{XZ(2)}. \quad (1.5) (1.6)$$

З двох отриманих значень $P_{2(доп)}$ вибираємо менше навантаження і використовуємо його як допустиме.

На відміну від сил P_1 та P_2 , що діють безпосередньо в області дистального суглобу, при крученні сила P_3 може бути прикладена на певній відстані від місця закріплення пластини (наприклад, прикладена до стопи). Внаслідок цього в подальші розрахунки введена відстань від лінії дії функціональної сили $P_{3ф}$ до місця закріплення пластини. Позначимо (рис. 1.13): $P_{3ф}$ - зовнішня функціональна сила, що діє на стопу у горизонтальній площині; $e_{3ф}$ - відстань від лінії дії сили $P_{3ф}$ до

місця закріплення пластини; $M_{3\Phi} = P_{3\Phi} \cdot e_{3\Phi}$ - момент кручення сили $P_{3\Phi}$ відносно осі X (ротація ВГК).

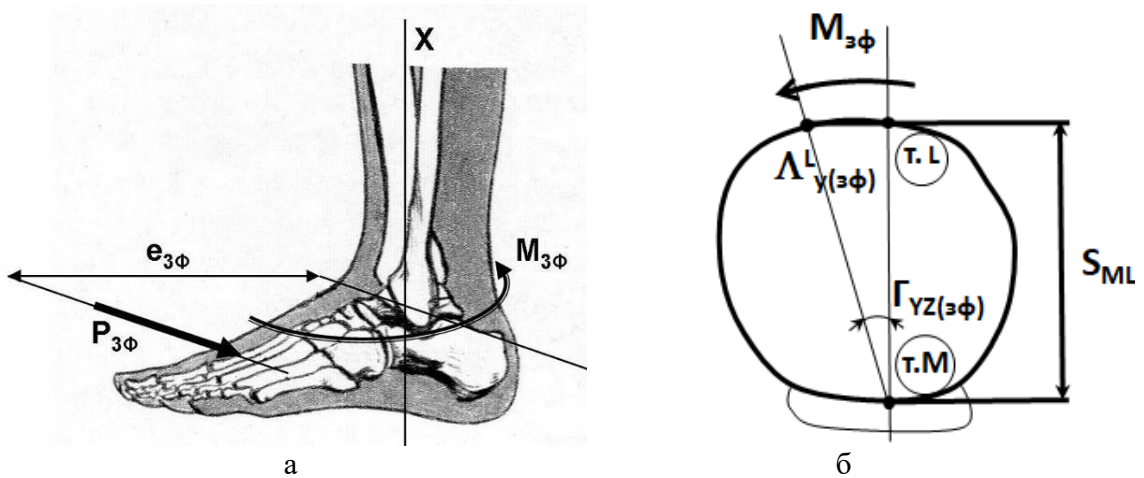


Рис. 1.13. Дія на стопу сили, що викликає момент кручення $M_{3\Phi}$ та ротацію ВГК: а - орієнтовна точка прикладання навантаження $P_{3\Phi}$; б - схема визначення переміщення найбільш віддаленої від стержневого апарату фіксації точки перелому $\Lambda^L_{Y(3\Phi)}$.

Умова жорсткості за максимально допустимим переміщенням $[\Lambda]$ при дії тільки сили $P_{3\Phi}$ (рис. 1.13б)

$$\Lambda_{3\Phi(\max)} = \Lambda_{Y(3\Phi)} \leq [\Lambda]. \quad (1.7)$$

Враховуючи (1.1) та замінюючи P_3 на допустиме $P_{3\Phi(\text{доп})}$, отримуємо вираз для допустимого навантаження:

$$P_{3\Phi(\text{доп})} = \{\arctg([\Lambda] / S_{ML})\} / (\bar{\gamma}_{YZ(3)} \cdot e_{3\Phi}). \quad (1.8)$$

Якщо за умовою жорсткості заданий максимально допустимий кут повороту частин перелому $[\Gamma]$, то допустиме ротаційне навантаження

$$P_{3\Phi(\text{доп})} = [\Gamma] / (\bar{\gamma}_{YZ(3)} \cdot e_{3\Phi}). \quad (1.9)$$

З двох отриманих значень сили $P_{3\Phi(\text{доп})}$ вибираємо менше і використовуємо його як допустиме [7].

1.8 Висновки

1. Розроблені методи дослідження систем остеосинтезу кінцівок є досить універсальними і можуть застосовуватися, наприклад, для оцінки якості систем фіксації переломів щелепи людини.
2. Застосування цифрової фото- і відеозйомки при дослідженнях механічних, в тому числі реологічних, властивостей систем А-К є найбільш перспективним методом досліджень механіки травмованих кінцівок і інших біомеханічних систем.
3. Використання того чи іншого критерію деформаційної надійності систем остеосинтезу (здатність чинити опір стисканню, згину або крученню) залежить від того, які режими фізіологічних навантажень (короткочасні або тривалі) очікуються при використанні (стержневий апарат зовнішньої фіксації) СтАЗФ.
4. Для оцінки надійності СтАЗФ найбільш чутливими до дії короткочасних одноразових навантажень є дані випробувань препаратів на стиск, а при дії циклічних навантажень - дані випробувань на кручення і згин.

РОЗДІЛ 2. ОБ'ЄКТИ ТА МЕТОДИ ВИПРОБУВАНЬ

2.1. Анатомічний об'єкт – великогомілкова кістка

Гомілка (великогомілкова кістка) знаходиться на медіальній стороні ноги поруч з малогомілковою кісткою і ближче до середньої площини або центральної лінії. Великомілкова кістка пов'язана з малогомілковою кісткою міжкістковою перетинкою гомілки, утворюючи фіброзний суглоб, званий синдесмоз, з дуже невеликим рухом. Великомілкова кістка названа в честь великогомілкової кістки флейти. Це друга за величиною кістка в людському тілі після стегнової кістки. Кістки ніг – найміцніші довгі кістки, так як вони підтримують решту тіла [19].

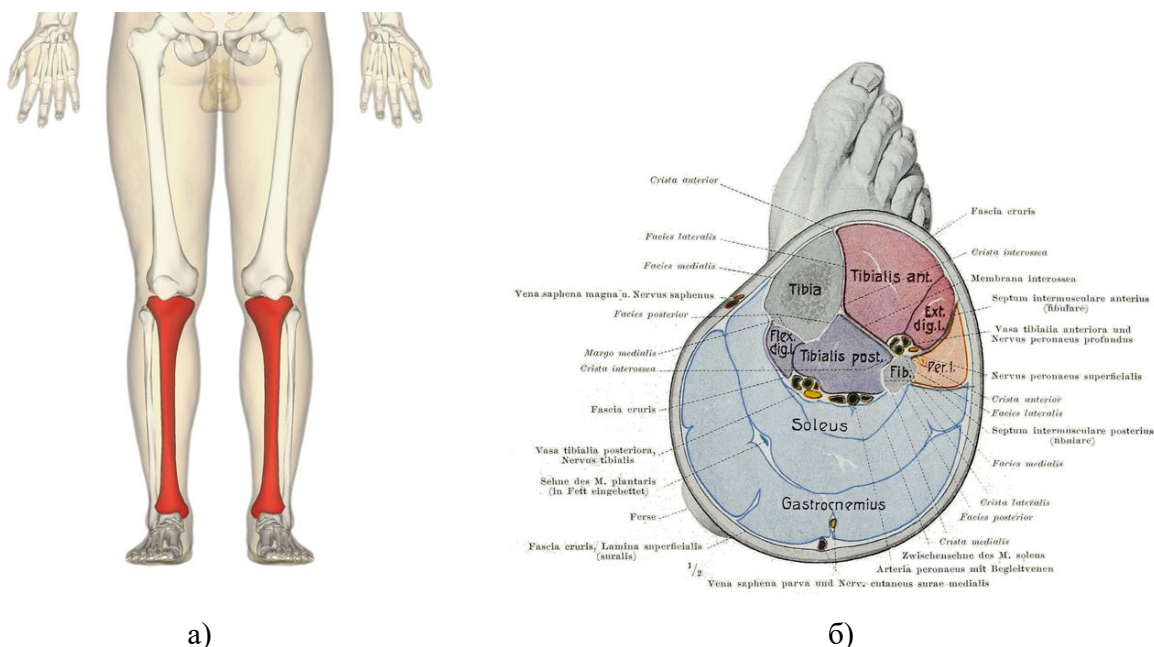


Рис. 2.1. Положення гомілки (показано червоним) (а), поперечний розріз ноги, що показує різні відділення (латинська термінологія) (б).

В анатомії людини великогомілкова кістка – друга за величиною кістка після стегнової кістки. Як і у інших хребетних, великогомілкова кістка є однією з двох кісток гомілки, іншою є малогомілкова кістка, і входить до складу колінного і гомілковостопного суглобів [19].

Осифікації або формування кісток починаються від трьох центрів; по одному в стрижні і по одному в кожній кінцівці.

Великогомілкова кістка класифікується як довга кістка і складається з діяфіза і двох епіфізів. Діафіз – це середня частина великогомілкової кістки, також відома як стрижень або тіло. У той час як епіфізи – це два заокруглених кінця кістки; верхній (також відомий як вищий або проксимальний) найближче до стегна і нижньої (також відомий як нижчий або дистальніший) найближче до ноги. Великомілкова кістка найбільше скорочена в нижній третині, а дистальна кінцівка менше проксимальної [19].

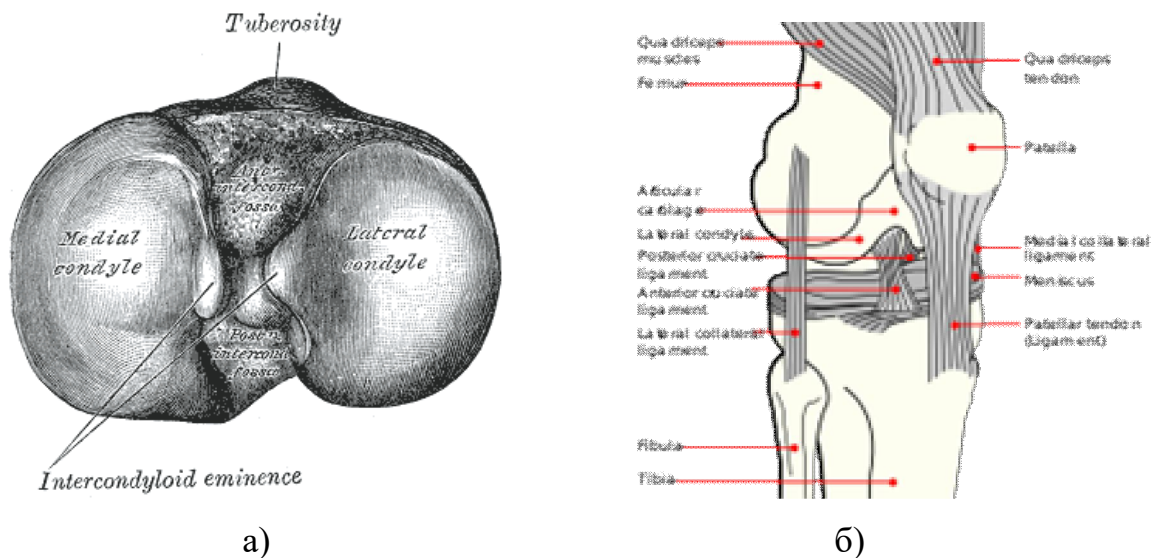


Рис. 2.2. Верхня поверхня правої гомілки (Передній вид нагорі.) (а), коліно (б)

Проксимальна або верхня кінцівка великогомілкової кістки розширена в поперечній площині медіальними і латеральними відростками, які обидва сплюснені в горизонтальній площині. Медіальний відросток є великим з двох і краще утримується на стрижні. Верхні поверхні відростків сформулювали зі стегновою кісткою з утворенням тівіо ~ d - феморального суглоба, weightbearing частини kneejoint [19].

Медіальний і латеральний відростки розділені міжвідростковою зоною, в якій кріпляться хрестоподібні зв'язки і меніски. Тут медіальний і латеральний міжвідростковий горбок утворює міжвідросткове підвищення. Разом з медіальним і латеральним відростками міжвідросткова область утворює великогомілкове плато, яке з'єднується з нижньою кінцівкою стегнової кістки і прикріплюється до неї.

Міжвідросткове піднесення розділяє міжвідросткову область на передню і задню частини. Передньобочова область передньої міжвідросткової області перфорована численними невеликими отворами для збагачувальних артерій. Суглобові поверхні обох виростків увігнуті, особливо в центрі. Більш плоскі зовнішні краї стикаються з менісками. Верхня поверхня медіальних виростків має овальну форму і заходить латерально на сторону медіального міжвідросткового горбка. Верхня поверхня латеральних виростків має більш округлу форму, а її медіальний край заходить на сторону латерального міжвідросткового горбка. На задній поверхні медіального виростка є горизонтальна борозна для частини прикріплення напівперепончастого м'яза, тоді як на латеральному виросткові є кругла фасетка для зчленування з головкою маломілкової кістки. Під виростками знаходиться горбистість великогомілкової кістки, яка служить для прикріплення зв'язки надколінка, продовження чотириголового м'яза стегна [19].

Грані. Верхня суглобова поверхня представлена двома гладкими суглобовими фасетками.

- Медіальної фасетки, овальної форми, злегка увігнута з боку в бік, і від лицевої назад. Бічний, майже круглий, є увігнутим з боку в бік, але злегка випуклий, перш ніж в зворотному напрямку, особливо на його задній частині, де вона продовжується на задню поверхню на коротку відстань.
- Центральні частини цих граней артикують з виростками стегнової кістки, а їх периферійні ділянки підтримують меніски на колінному суглобі, що тут втручання між двома кістками.

Вал. Стовбур або тіло великогомілкової кістки має трикутний перетин в поперечному перерізі і утворює три границі: передню, медіальну і латеральну або



міжкісткову. Ці три границі утворюють три поверхні; медіальну, латеральну і задню. Передня плоска частина великогомілкової кістки називається малоюмілковою кісткою, яку часто плутають з малоюмілковою кісткою [19].

Рис. 2.3. Кістка правої ноги. Передня площина

Границі. Передній гребінь або границя, найбільш відома з трьох, починається вище на горбі, і закінчується нижче по передньому краю медіальної кісточки. Він звивистий і опуклий в верхніх двох третинах його довжини, але гладкий і округлий внизу; він дає прикріплення до глибокої фасції ноги. Медіальний край є гладким і округлим зверху і знизу, але більш помітним в центрі; починається у задній частині медіального виростка і закінчується біля задньої кордону медіальної кісточки; його верхня частина забезпечує прикріплення до великогомілкової коллатеральної зв'язки колінного суглоба на протяжність близько 5 см і прикріплення до деяких волокон підколінного м'язу; від його середньої третини беруть початок деякі волокна камбаловидного м'язу і довгого згинача пальців [19].

Міжкістковий гребінь або бічна границя є тонкою і помітною, особливо його центральною частиною, і дає прив'язку до міжкісткової мембрани; він починається вгорі перед суглобовою фасеткою малогомілкової кістки і розгалужується внизу, утворюючи границю трикутної шорсткої поверхні для прикріплення міжкісткової зв'язки, що з'єднує великогомілкову і малогомілкову кістки.

Нижня кінцівка [19]. Дистальний кінець великогомілкової кістки набагато менше проксимального кінця і має п'ять поверхонь; вона триває вниз на медіальній стороні у вигляді потужного пірамідального відростка, медіальної кісточки. Нижня кінцівка великогомілкової кістки разом з малогомілкової і таранною кісткою утворює гомілковостопний суглоб



Рис. 2.4. Нижня кінцівка великогомілкової кістки при огляді спереду (а) та ззаду (б)

Міцність. Передбачається, що великогомілкова кістка сприймає осьове зусилля під час ходьби до 4,7 ваги тіла. Його згинаючий момент в сагітальній площині в фазі пізньої стійки становить до 71,6 міліметра ваги тіла [19].

Переломи. Переломи великогомілкової кістки можна розділити на ті, які зачіпають тільки кістку; бампер перелом, Сегон перелом, Гослін перелом, перелом малюка, і ті, в тому числі як великої та малої гомілкових; трімаллеолярний перелом, бімаллеолярний перелом, перелом Потта [19].

2.2. Засіб фіксації, що досліджувався

Зовнішня фіксація – це метод іммобілізації переломів, принциповою відмінністю якого є введення імплантів (гвинтів/спиць) в кісткові відламки і їх фіксація конструкцією, розташованою над шкірним покривом [20].

Переваги зовнішньої фіксації:

- Мінімум металічних конструкцій в тканинах
- Кісткові відламки можна репонувати, піддавати впливу дистракції чи компресії
- Зберігається доступ до ран та інших пошкоджень
- Ефективна стабілізація

В даній роботі застосовувався та досліджувався апарат стрижневий [20] зовнішньої фіксації переломів довгих трубчастих кісток (рис. 2.5).

Перевагами апарату є:

- Швидкий монтаж
- Хороший доступ до м'яких

Недоліками є:

- Обмежені можливості корекції кутової і ротаційної стабільності
- Обмежена можливість осьового навантаження
- Висока частота зповільнено-зростаючих та незростаючих переломів



Рис. 2.5. Стрижневий апарат зовнішньої фіксації

Апарат складається з наступних складових частин (рис.2.6):

- стрижні (гвинти Шанца) Schanz, діаметром 5,0 мм, виготовлені з титанового сплаву ВТ 6-0 (1);
- трубки з круглим поперечним перерізом діаметром 13 мм, виконані зі сталі чи рентгенопрозорого матеріалу (2);
- фіксатори «стрижень-трубка», що забезпечують можливість закріплення стрижня в будь-якому необхідному положенні (3);
- фіксатори «трубка-трубка» (4).



Рис. 2.6. Складові частини та установочний інструментарій стрижневого апарату зовнішньої фіксації переломів

Установочний інструментарій (входить до складу набору) включає:

- тримачі стрижня для забезпечення можливості його введення по заздалегідь просвердлені отвори і маніпулювання кістковими фрагментами (5, 6);
- втулки для введення стрижня і свердління, що захищають м'які тканини від дії різальних крайок (7);
- троакар (8);
- свердло Ø 3,8 мм для попереднього проведення отвору (9);
- ключ гайковий розміром 10 для фіксації елементів апарату (10);
- ящик для зберігання та стерилізації набору імплантатів і установочного інструментарію.

Тривалий час клиновидне та трикутне заточування для стержня вважалося недосконалим і вимагало, як правило, попереднього свердління отворів в кістки при накладенні апарату зовнішньої фіксації [21]. Однак, в ході вдосконалення матеріалів, з яких виготовляють стрижні і обробних технологій стало можливим виробництво

ефективних самозасвердлюваних стрижнів (рис.2.7). Саме їх ми можемо побачити в даному апараті фіксації.



Рис. 2.7. Стрижні Шанца з самозасвердлюваним заточуванням різьбової частини

Відзначено, що найбільше число ускладнень з боку фіксуючих елементів (стрижнів) у вигляді запалень було в групі, де застосовували стрижень з гладкою поверхнею (41,6%). У групі з використанням стрижнів з шорсткою середньою частиною, виготовлених з використанням методу піскоструминної обробки, випадки запальної реакції навколо стрижня відзначалися у 13,6% хворих. Автори вказують на відсутність запальних явищ навколо стрижнів в групі застосування заглибних фіксаторів з покриттям з гідроксиapatиту (рис. 2.8). Відзначається, що гідроксиapatит, будучи біоактивним мінеральним з'єднанням кальцію, володіє остеоіндуктивними властивостями і має пористу поверхню, за рахунок якої можлива інтеграція кісткової тканини в поверхню стрижня. Зазначається, що використання стрижнів з гідроксиapatитним покриттям дозволяє наблизитися до вирішення проблеми стабільної фіксації імплантів в кістці, тому ми їх і використали [21].



Рис. 2.8. Стрижні Шанца з гідроксиапатитним покриттям різьбової частини

В апараті були використані сучасні фіксаційні вузли (рис. 2.9). Завдяки знімним щічкам і центральному болту в таких вузлах створюється можливість просто і швидко фіксувати однакові по діаметру стрижні і штаги зовнішньої опори [21].



Рис. 2.9. Різні варіанти сучасних фіксаційних вузлів з єдиним типом з'єднання: (зліва направо) Xtrafix Zimmer, DePuy Sinthes, Hoffmann 3 Stryker, Dolphix EQVAL (Citieff).

Апарат зовнішньої фіксації з препаратом мав такий вигляд рис. 2.10.



а)



б)



в)

г)

Рис. 2.10. Апарат зовнішньої фіксації при натурних випробуваннях: а) латеральна; б) медіальна; в) вентральна; г) дорсальна поверхні кістки.

2.3. Обладнання та способи навантаження зразка

Для експериментального вивчення виникнення та розвитку деформацій (переміщень) у системах ОС під дією фізіологічних навантажень була використана установка та створена її робоча модель, зображена на рис. 0.11, рис. 0.12.

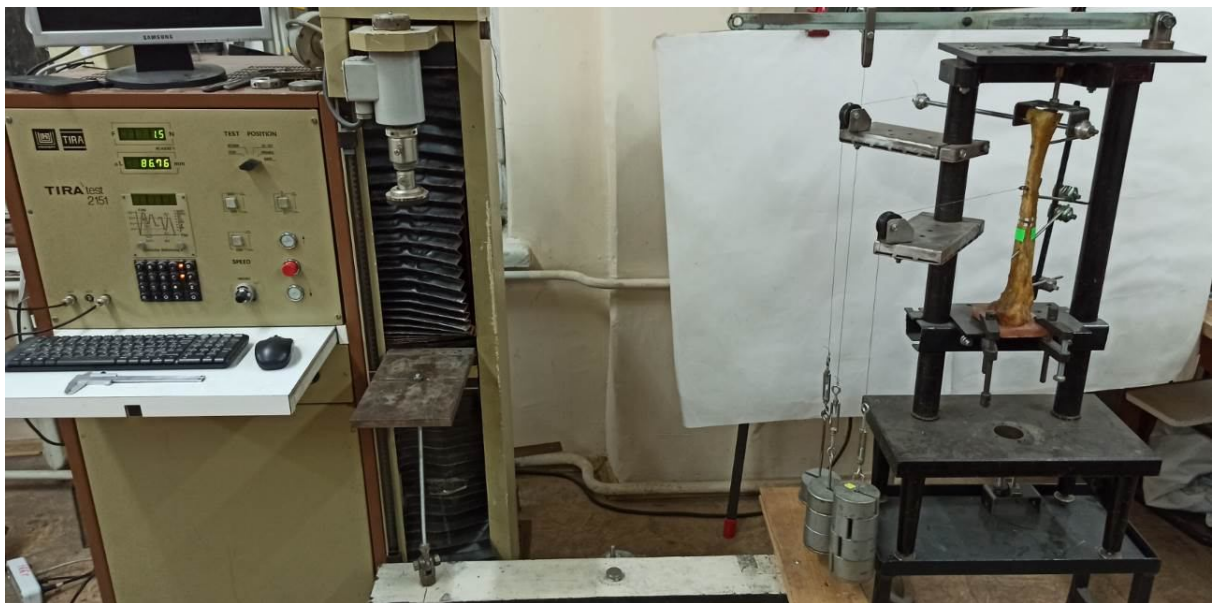


Рис. 0.11. Робоча модель установки для експериментальних досліджень систем остеосинтезу.



Рис. 0.12. Комп'ютерна тривимірна модель установки.

Установка призначена для прикладання статичних та циклічних навантажень при випробуваннях засобів ОС при одночасної дії стиску, згину та кручення. У процесі навантаження у кожний момент часу є можливість цифрового фотографування області перелому та подальше визначення переміщень (взаємних зміщень) точок протилежних частин перелому [12].

Експериментальна система включає в собі такі основні вузли (рис. 2.14-2.16):

- система закріплення кістки з модельованим переломом та засобом фіксації;
- вузол для навантаження кістки при стисканні;
- вузол для навантаження кістки шляхом згинання;
- вузол для прикладання до кістки моменту кручення;
- важільна система для прикладання циклічного навантаження.

На рис. 0.13 позначено: 1 - станина; 2 – опорна рама; 3 - нижня опора; 4 – нижній затискувач; 5 - кістка; 6 - верхній затискувач; 7 – серезка - шарнір; 8 - важіль; 9 - навантажувальний стержень; 10 - кулька; 11 - вісі; 12 - шнури; 13 - трос; 14 - підставки для блоків; 15 – змінні блоки; 16 - гак; 17 - талреп; 18 - вантаж для

створення згину; 19 - вантаж для створення кручення; 20 - вантаж для створення стиску; 21 – блок навантаження

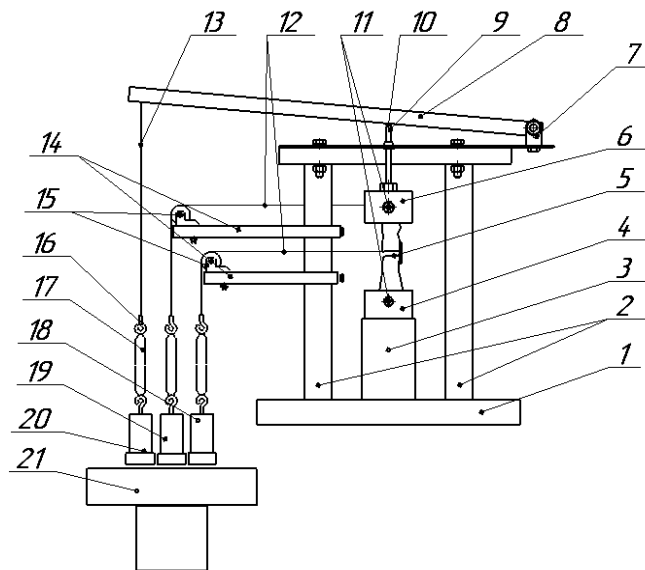


Рис. 0.13. Схема випробувального пристрою для дослідження систем остеосинтезу при складному навантаженні.

Способи навантаження зразка. Навантаження вздовж поздовжньої осі кістки [12]. Осьове навантаження створює один з вантажів 17. Це навантаження передається через талреп 16 і гнучкий трос 11 на важіль 8. Останній навантажує стержень 10, який жорстко з'єднаний з рухомим (верхнім) затискувачем 5. Верхній затискувач здійснює осьове стискаюче навантаження на кістку 4. Нижній затискувач 6 жорстко з'єднаний з підставкою 3, яка регулює положення кістки з корпусом установки 2.(рис. 0.14)

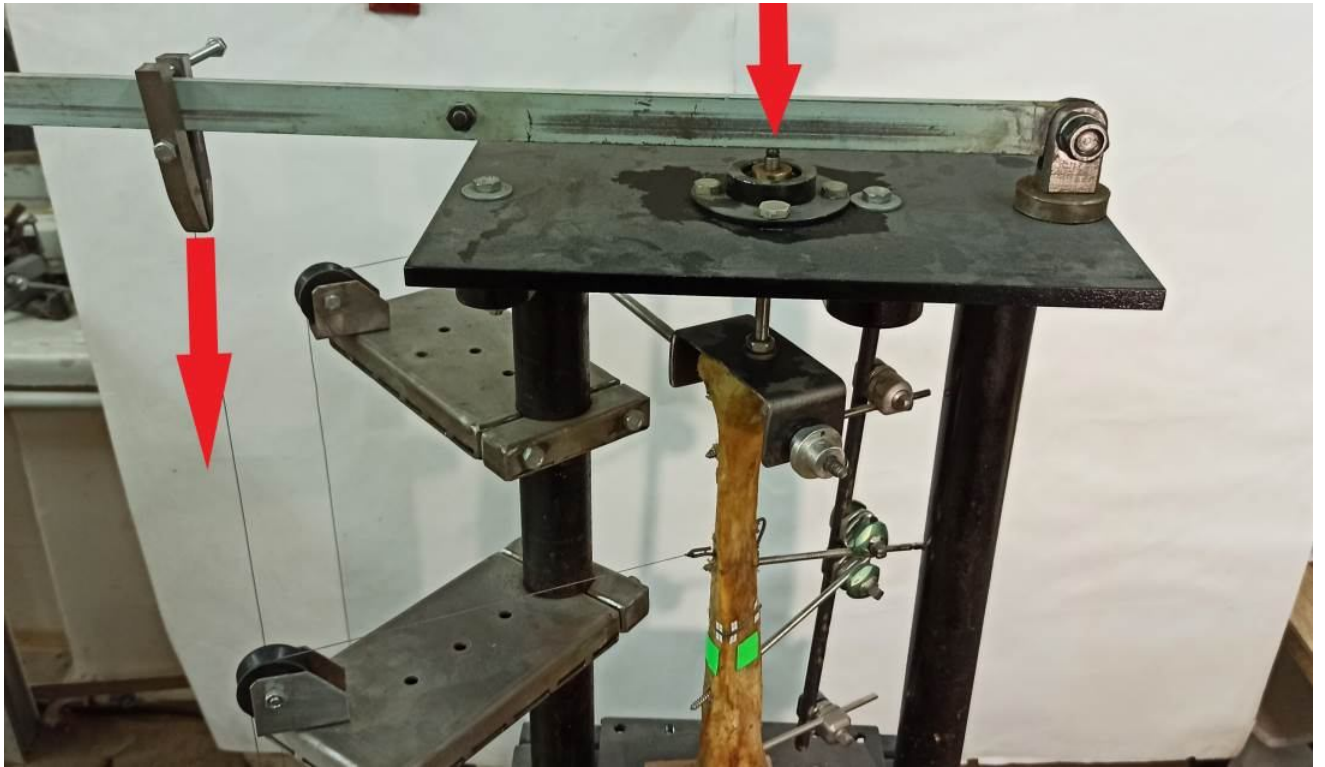


Рис. 0.14. Вузол для навантаження кістки при стисканні.

Навантаження перпендикулярно поздовжньої осі кістки [12]. Згинальне навантаження створюється другим вантажем 17 через гнучкий шнур 12, перекинутий через блок 13. Шнур 12 приєднаний до кістки 4 та створює згинальний момент (рис. 0.15).

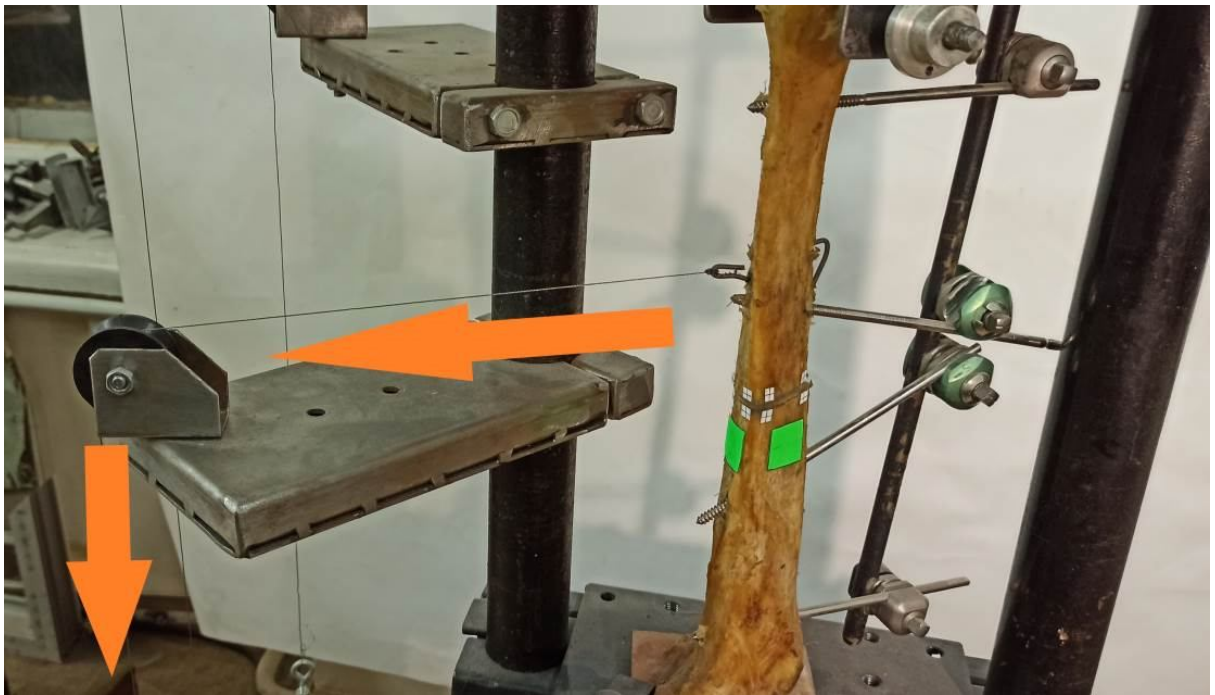


Рис. 0.15. Вузол для навантаження кістки шляхом згинання.

Навантаження моментом кручення у поперечній площині кістки [12].
 Момент кручення створюється третім вантажем 17, з'єднаним з гнучким шнуром 12, який через другий блок 13 передає зусилля на стержень закріплений в верхньому рухомому затискувачі (5) перпендикулярно поздовжньої осі кістки (рис. 0.16).

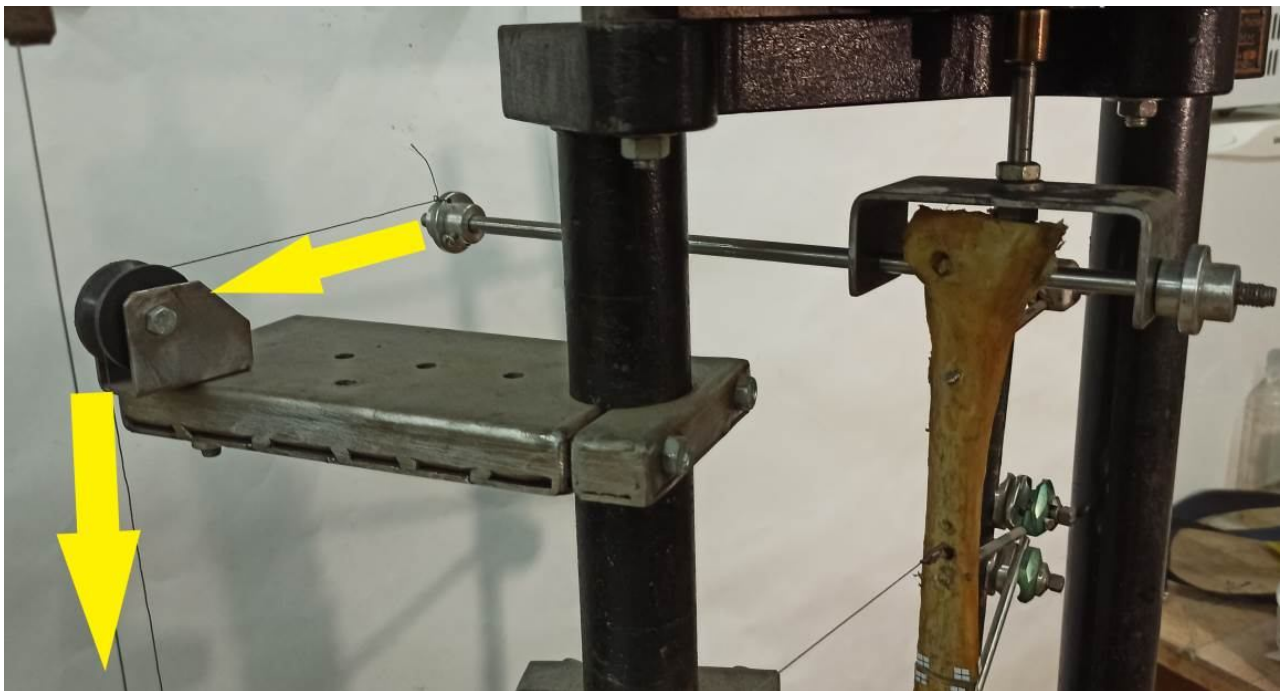


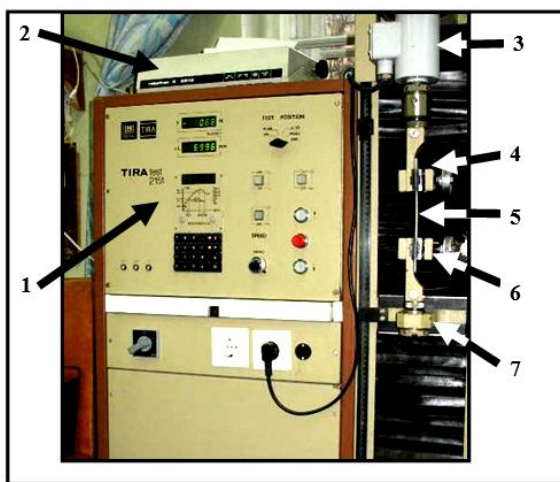
Рис. 0.16. Вузол для прикладання до кістки моменту кручення.

Керування складним та циклічним навантаженням [7].

Експерименти по дослідженню деформаційних властивостей систем ОС виконували з використанням універсальної випробувальної машини TIRAtest-2151 (виробництво Німеччини). Зазначену випробувальну машину (рис. 2.17) застосовують для визначення механічних властивостей металів, пластмас, волокон, композиційних матеріалів тощо.

Випробувальні машини цього типу дозволяють записувати діаграми деформування при розтягу, стиску, та згині, виконувати циклічне деформування зразків, реєструвати процеси релаксації та повзучості, здійснювати різні програми навантаження та деформування.

Машина була доповнена системою реєстрації деформацій біологічних об'єктів за допомогою цифрових фото- і відеокамер.



Характеристики навантаження:

Максимальне випробувальне навантаження 5.0 кН

Межі зміни навантаження від 0.01 до 5.0 кН

Похибка вимірювання навантаження не більше 1,0 %

Характеристики деформування:

Максимальне переміщення траверси 800 мм

Діапазон зміни швидкостей траверси від 0.5 до 1000 мм/хв

Точність вимірювання переміщень 0.01 мм

Пружність (питома деформація) випробувальної системи $8.0 \cdot 10^{-5}$ мм/Н

Рис. 2.17. Випробувальна машина TIRA-test 2151 та її технічні характеристики: 1 – пульт керування; 2 – пристрій для друкування; 3 – динамометр; 4 – нерухомий затискувач; 5 – випробувальний зразок; 6 – рухомий затискувач; 7 – рухома траверса.

Безпосередньо в цій роботі випробувальна машина використовувалася лише як привід для циклічного навантаження, адже в машині закладені режими для циклічних режимів та навантажень.

Для підйому і опускання трьох вантажів 17 та здійснення одноразових або циклічних навантажень використано універсальну випробувальну машину TIRA-test.

Для цього лівий край важеля 19 через тягу 20 приєднаний до рухомої траверси випробувальної машини. До правого краю важеля 20 прикріплений пластина, яка здійснює підйом і опускання вантажів 17 (рис.2.19). Режими циклічного навантаження (число циклів, швидкість та частота навантаження, інші характеристики циклу) задаються керуючим блоком випробувальної машини (рис. 2.17).

Для реалізації передачі циклічного навантаження було виготовлено допоміжний важільний пристрій [12] який бачимо на рис. 2.18.



Рис. 0.18. Допоміжний важільний пристрій для керування навантаженням.



Рис. 2.19. Загальний вигляд циклічного випробування.

2.4. Метод вимірювання переміщень (цифрова фотозйомка)

В основу цього методу було покладено вимірювання переміщень будь-яких вибраних точок уламків кістки в зоні зламу, при цьому використовували контактні мітки, які були встановлені по обидві сторони перелому, та можливості використання методів аналітичного розрахунку для визначення цих переміщень.

Випробування включили в себе кріплення ушкодженої кістки, з реперними елементами розміщених на її уламках, з засобом фіксації перелому на робочий стіл випробувальної машини; отримання фотознімків навантаженої та розвантаженої системи фіксації перелому; обробка фотографій цифровими способами.

Завдяки такому методу контакт між апаратурою вимірювання та досліджуваним об'єктом відсутній. Тому це не приводить до виникнення додаткових навантажень та деформацій.

Проводилося визначення переміщень з допомогою цифрової техніки, в нашому випадку це була цифрова фотокамера Nikon 5200. Щоб не закріплювати фотокамеру в штативі як показано на рис. 2.20 (тому що має свої певні незручності), фотознімки робилися як нам було зручно, з будь-якої відстані та під зручним кутом.

Все це сприяло хорошій якості та чіткості фотографій, лише потрібно було визначати масштабний коефіцієнт на кожному з фото.



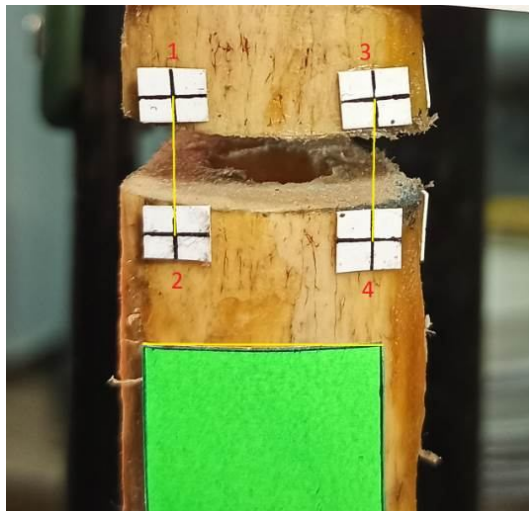
Рис. 2.20. Фотографування перелому фотокамерою з допомогою штатива.

Визначення переміщень проводилось в декілька етапів:

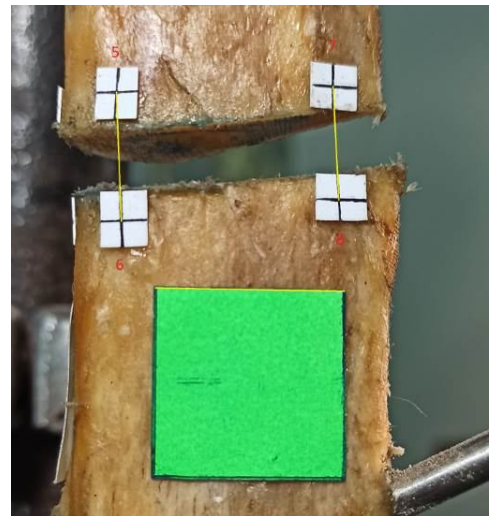
1 етап. На препарат закріплений на робочому столі випробувальної машини прикріпили реперні елементи (мітки). В якості контрастних міток використали плоскі квадратики розміром 4 x 4 мм, які виготовлені з ПВХ листового типу товщиною 0.5 мм білого кольору. На цих квадратиках зробили хрестові перпендикулярні надрізи, товщиною не більше 0.01 мм, гострим канцелярським

ножем. Ці нарізані рисочки помастили чорною тушшю для більшого контрасту. Такі темні перехрестя роблять зручнішою обробку зображень на екрані ПК.

Вибір місця розташування реперних точок залежить від характеру та місця перелому, конструктиву АФ і виду прикладання навантажень. Вони повинні знаходитися безпосередньо біля самого місця перелому кістки (рис. 2.21). Так ми їх приклеїли попарно на дорсальній частині кістки (точки 1-2 та 3-4) та на латеральній частині (точки 5-6 та 7-8).



а)



б)

Рис. 2.21. Розташування реперних точок на дорсальній частині (а) та на латеральній частині (б) кістки

2 етап. Нижче рівня реперних елементів розмістили еталонний елемент (зелений паперовий квадрат розміром 20 x 20 мм), приклеїли його звичайним клеєм ПВА (рис. 2.21). Як бачимо з рисунка він є чітким та строго горизонтальним, що забезпечує точність обрахунку.

3 етап. Щоб точно визначати переміщення, в нашому випадку, потрібно визначати масштабні коефіцієнти на кожному з фотознімків. Зображення перенесли до комп'ютера і за допомогою будь-якої програми обробки цифрових зображень (наприклад, *FastStone Image Viewer*, *ACDSee Pro 2.5* або *Paint*) визначали розмір зеленого еталонного квадрата в *pixel*, звідки масштабний коефіцієнт одержаного зображення розраховували по формулі $M = h / n$, (мм/*pixel*), де h – дійсна ширина

зеленого еталонного квадрата в мм, n – кількість *pixel*, що відповідає ширині зеленого квадратика (рис 2.22).

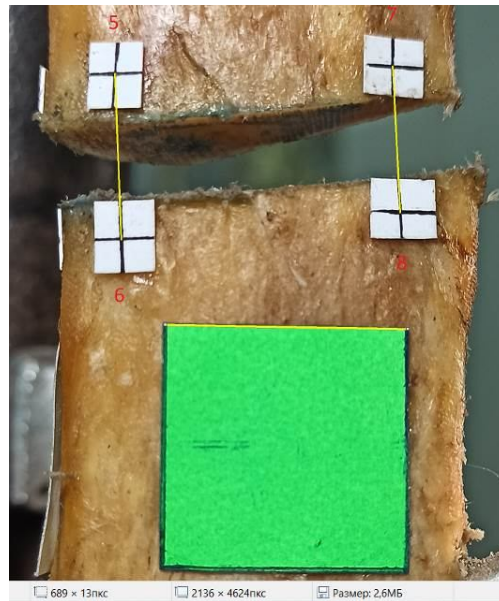
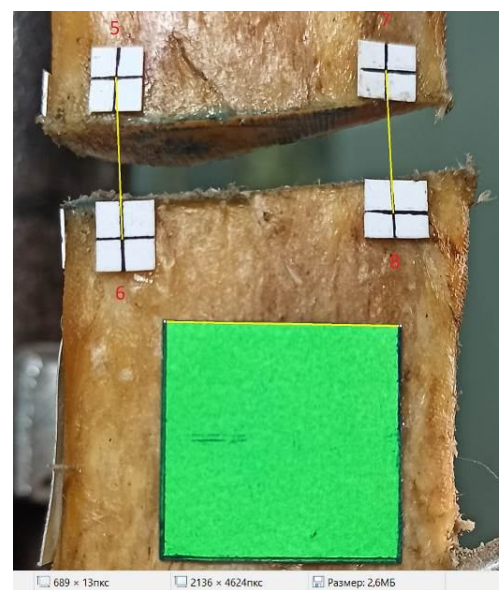
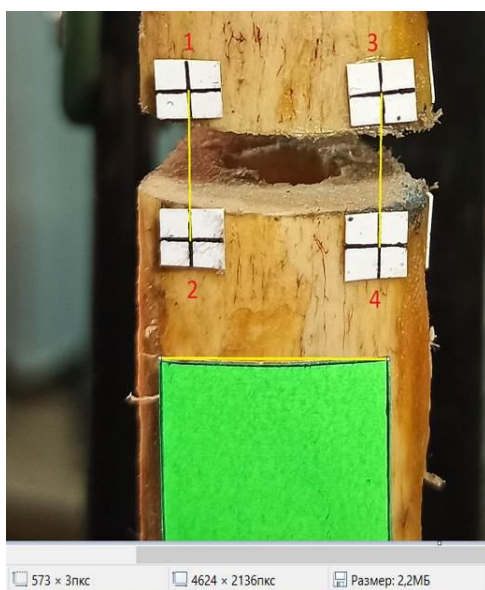


Рис. 2.22. Еталонний зелений квадрат в цифровому редакторі *Paint*.

$M = 20 \text{ мм} / 689 \text{ pixel} = 0,029 \text{ мм/pixel}$ – масштабний коефіцієнт.

4 етап. На цьому етапі сфотографували кістку з модельованим переломом без прикладання навантаження і надалі цей знімок застосовували як контрольний не деформований зразок. З'єднуємо попарно центри перехресть реперних точок та вимірюємо відстані між ними в пікселях.



а)

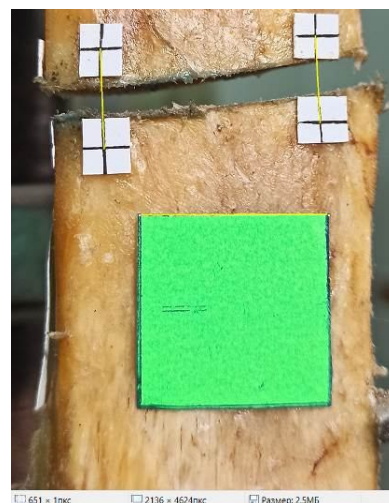
б)

Рис. 2.23. Розміри відстаней в пікселях між парами реперних точок дорсальної (а) та латеральної (б) частин кістки без прикладання навантаження.

5 етап. Тепер фотографуємо частини перелому при дії стискаючого компресійного навантаження $P_1 = 15\text{Н}$. Визначаємо координати відстаней між реперними точками в обох частинах кістки. Вимірювання зміщень точок фіксуємо по вертикалі та горизонталі.



а)



б)

Рис. 2.23. Розміри відстаней в пікселях між парами реперних точок дорсальної (а) та латеральної (б) частин кістки без прикладання навантаження.

6 етап. Провели обробку отриманих зображень. Отримані дані помістили в таблицю 2.

Таблица 2

Показник	Розмірності	Обробка фото дорсальної частини ВГК (фронтальні знімки №№ __, __), рис. __, __.							
		Напряв Х (поздовжній)				Напряв Y (поперечний)			
		точки 1 та 2		точки 3 та 4		точки 1 та 2		точки 3 та 4	
відстані	<i>pixel</i>	332	247	339	253	5	10	-6	-3
масштаби	<i>мм / pixel</i>	0.034	0.033	0.034	0.033	0.034	0.033	0.034	0.033
відстані	<i>мм</i>	11.59	8.34	11.83	8.54	0.17	0.33	-0.21	-0.10
зміна відстаней (взаємні переміщення) $\Delta_{\text{Л}}^{\text{D}}$	<i>мм</i>	$\Delta_{\text{Х1}}^{\text{D1}} = 11.59 - 8.34 = 3.25$		$\Delta_{\text{Х1}}^{\text{D3}} = 11.83 - 8.54 = 3.29$		$\Delta_{\text{Y1}}^{\text{D1}} = 0.17 - 0.33 = -0.16$		$\Delta_{\text{Y1}}^{\text{D3}} = -0.21 + 0.10 = -0.11$	

Показник	Розмірності	Обробка фото латеральної частини ВГК (профільні знімки №№ __, __), рис. __, __.							
		Напрям Х (поздовжній)				Напрям Y (поперечний)			
		точки 5 та 6		точки 7 та 8		точки 5 та 6		точки 7 та 8	
відстані	<i>pixel</i>	472	343	416	298	19	14	22	17
масштаби	<i>мм / pixel</i>	0.029	0.030	0.029	0.030	0.029	0.030	0.029	0.030
відстані	<i>мм</i>	13.70	10.54	12.07	9.15	0.55	0.43	0.64	0.52
зміна відстаней (взаємні переміщення) $\Delta_{\text{Л}}^{\text{L}}$	<i>мм</i>	$\Delta_{\text{ХI}}^{\text{L5}} = 13.70 - 10.54 = 3.16$		$\Delta_{\text{ХI}}^{\text{L7}} = 12.07 - 9.15 = 2.92$		$\Delta_{\text{YI}}^{\text{L5}} = 0.55 - 0.43 = 0.12$		$\Delta_{\text{YI}}^{\text{L7}} = 0.64 - 0.52 = 0.12$	

2.5. Висновки

1. Великогомілкова кістка – друга за величиною кістка після стегнової кістки, яка сприймає осьове зусилля під час ходьби до 4,7 ваги тіла. Тому і виникла необхідність її дослідження зі стержневим апаратом зовнішньої фіксації.
2. Використано установку, яка дозволяє навантажувати системи остеосинтезу (кістка з модельованим переломом та засобом фіксації перелому) при одночасної дії на кістку стискаючого навантаження, згинального моменту та моменту кручення.
3. Для циклічного навантаження використали установку TIRA-test 2151. Було вдосконалено режими циклічного навантаження для цієї установки в поєднанні з установкою просторового навантаження.
4. Методом цифрового фотографування можна отримати необхідну точність вимірювань, також цей метод дає змогу фіксувати переміщення точок перелому в різних площинах та напрямках.
5. В результаті експерименту було отримано достатню кількість фотознімків для проведення розрахунків та отримання результатів.

РОЗДІЛ 3. РЕЗУЛЬТАТИ ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ

3.1. Позначення що застосовані при опису результатів

Позначення точок об'єктів, навантажень та переміщень. Шляхом аналізу багатьох публікацій, присвячених експериментальним і аналітичним дослідженням систем остеосинтезу, встановлено позначення контрольованих точок та біометричні параметри переломів, що вимірювали. У процесі випробувань реєстрували як загальні деформації систем «кістка з переломом - засіб фіксації», так і переміщення різних точок препаратів, включно із взаємними зміщеннями обломків кісток. Тому надалі під деформаціями будемо розуміти не тільки абсолютні переміщення точок системи ОС, але і взаємні зміщення суміжних точок уламків кістки безпосередньо біля перелому.

Міжнародна класифікація переломів кінцівок **АО** [7] систематизує типи переломів, але не встановлює однозначного позначення взаємних зміщень уламків та загальних деформацій системи **ОС**. Відсутність єдиних (уніфікованих) позначень призводить до складнощів при порівнюванні результатів досліджень та математичному описанні деформацій кінцівок та систем **ОС** навіть при застосуванні однакових методик випробувань. Для позначення точок переломів з урахуванням анатомічних областей, до яких належать ці точки, використано систему позначень, прийняту в роботах [7, 9, 12]

Позначення координатних осей (рис. 3.1). Вісь **X** – поздовжня вісь кістки, лінія перетину сагітальної та фронтальної площини; вісь **Y** перпендикулярна осі **X**,

перпендикулярна фронтальній площині та є лінією перетину поперечної (трансверсальної) та сагітальної площини; вісь Z перпендикулярна осі X, перпендикулярна сагітальній площині та є лінією перетину поперечної та фронтальної площини.

Позначення точок перелому (рис. 3.2) відповідають дорсальній (D), латеральній (L), медіальній (M) та вентральній (V) частинам кістки; верхні індекси позначають дистальну (D) та проксимальну (P) частину перелому.

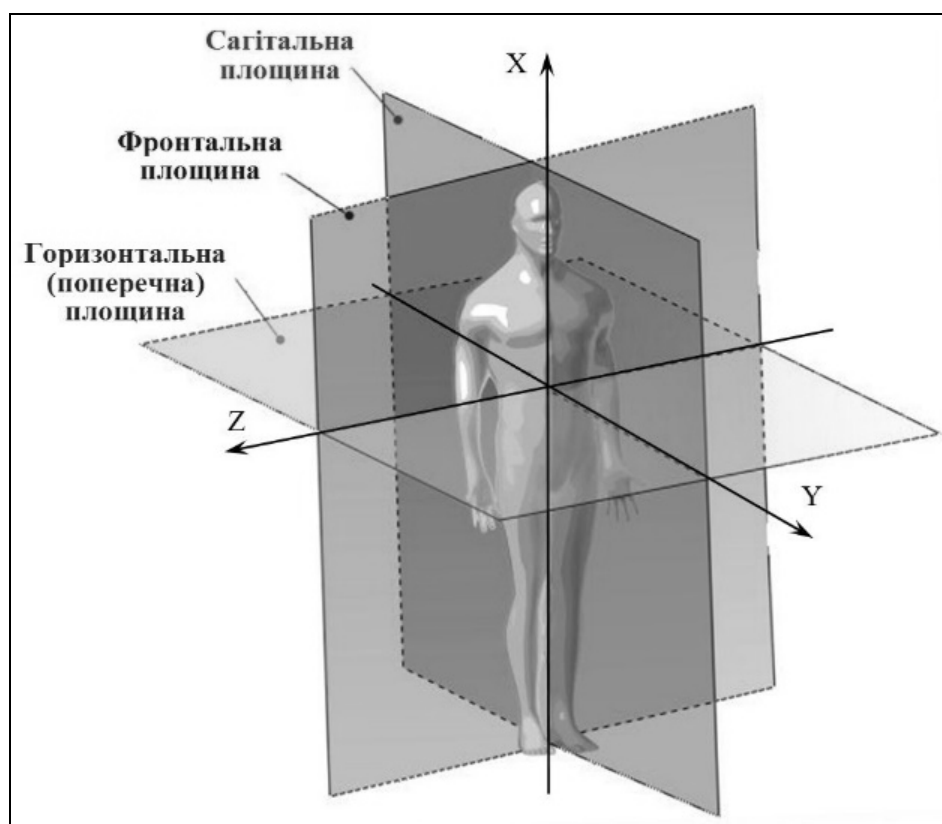


Рис. 3.1. Позначення координатних осей та їх зв'язок з анатомічними площинами. [11]

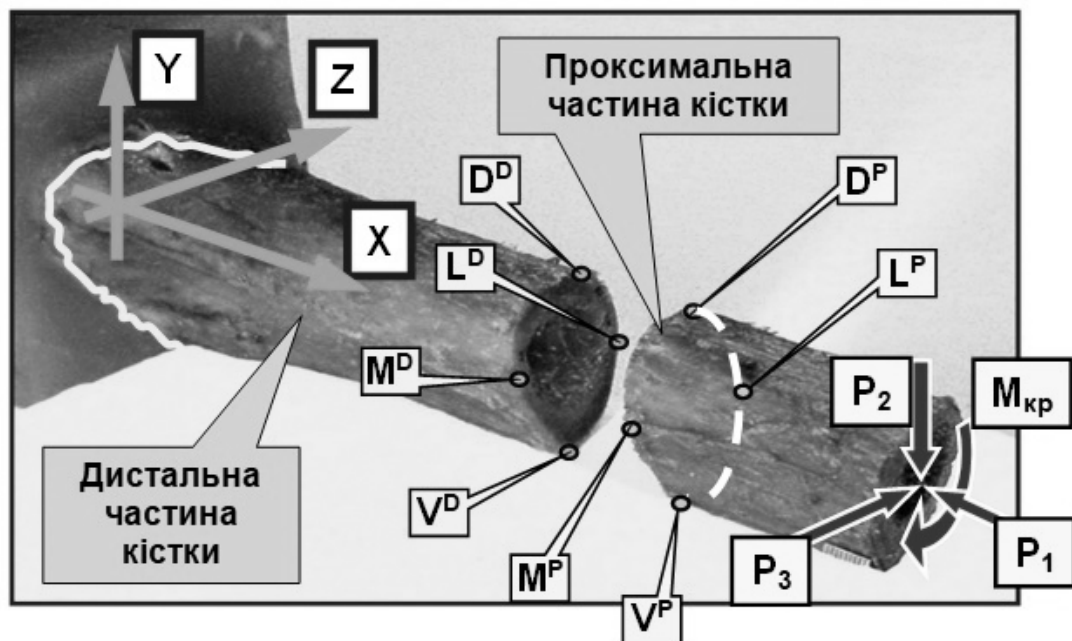


Рис. 3.2. Схематичне зображення перелому (діастаз збільшено для наочності), позначення точок перелому, координатних осей та силових факторів, що діють на кістку.

Позначення навантажень та загальних переміщень точок системи (рис. 3.3) встановлені у відповідності з напрямками дії зовнішніх сил (моментів сил) та напрямкам переміщень (кутів повороту): P_k – загальні позначення зовнішньої сили; $\Delta_{j,k}$ – загальні позначення абсолютних переміщень точки прикладання сили (перший індекс – позначення осі, у напрямі якої вимірюється переміщення, другий індекс – позначення зовнішньої сили).

Позначення характеристик жорсткості [7]. За виміряними переміщеннями точок кістки визначали жорсткості та приведені деформації, які є загальними характеристиками систем ОС: $\delta_{j,k} = \Delta_{j,k} / P_k$ – приведені лінійні деформації у напрямі J під дією навантаження P_k ; $C_{j,k} = (\delta_{j,k})^{-1}$ – загальні жорсткості системи у напрямі J під дією навантаження P_k .

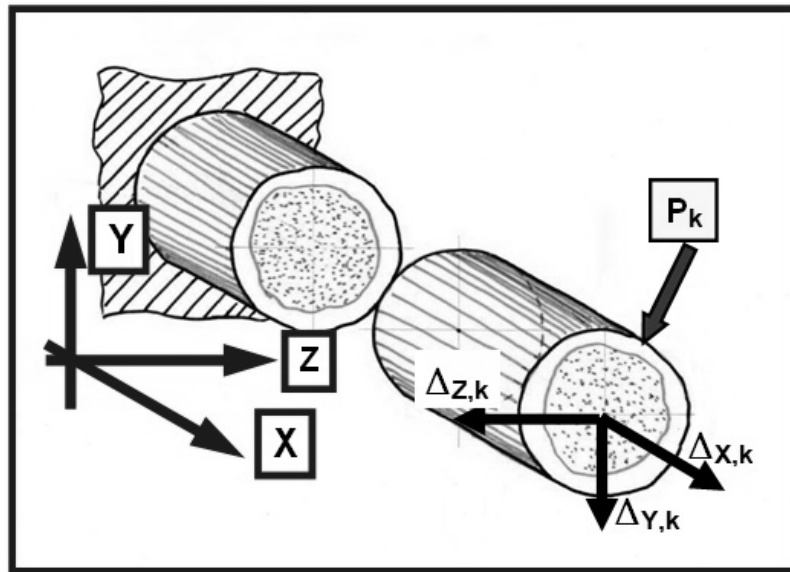


Рис. 3.3. Схематичне зображення проєкцій переміщень точки прикладання сили P_k на осі X, Y, Z.

Позначення зміщень в області перелому. За виміряними переміщеннями проксимальних та дистальних точок, що безпосередньо належать області перелому, визначали їх взаємні зміщення: $\Lambda_{j,k}^D$, $\Lambda_{j,k}^L$, $\Lambda_{j,k}^M$, $\Lambda_{j,k}^V$ – загальні позначення зміщення суміжних точок у дорсальній, латеральній, медіальній та вентральній частинах перелому відповідно (перший індекс – позначення осі, у напрямі якої вимірюється зміщення, другий індекс – позначення осі, у напрямі якої прикладене навантаження); $\lambda_{j,k}^D$, $\lambda_{j,k}^L$, $\lambda_{j,k}^M$, $\lambda_{j,k}^V$ – приведені зміщення точок перелому (рис. 3.4), розраховані як модулі відношення відповідних взаємних зміщень до величини прикладеного навантаження.

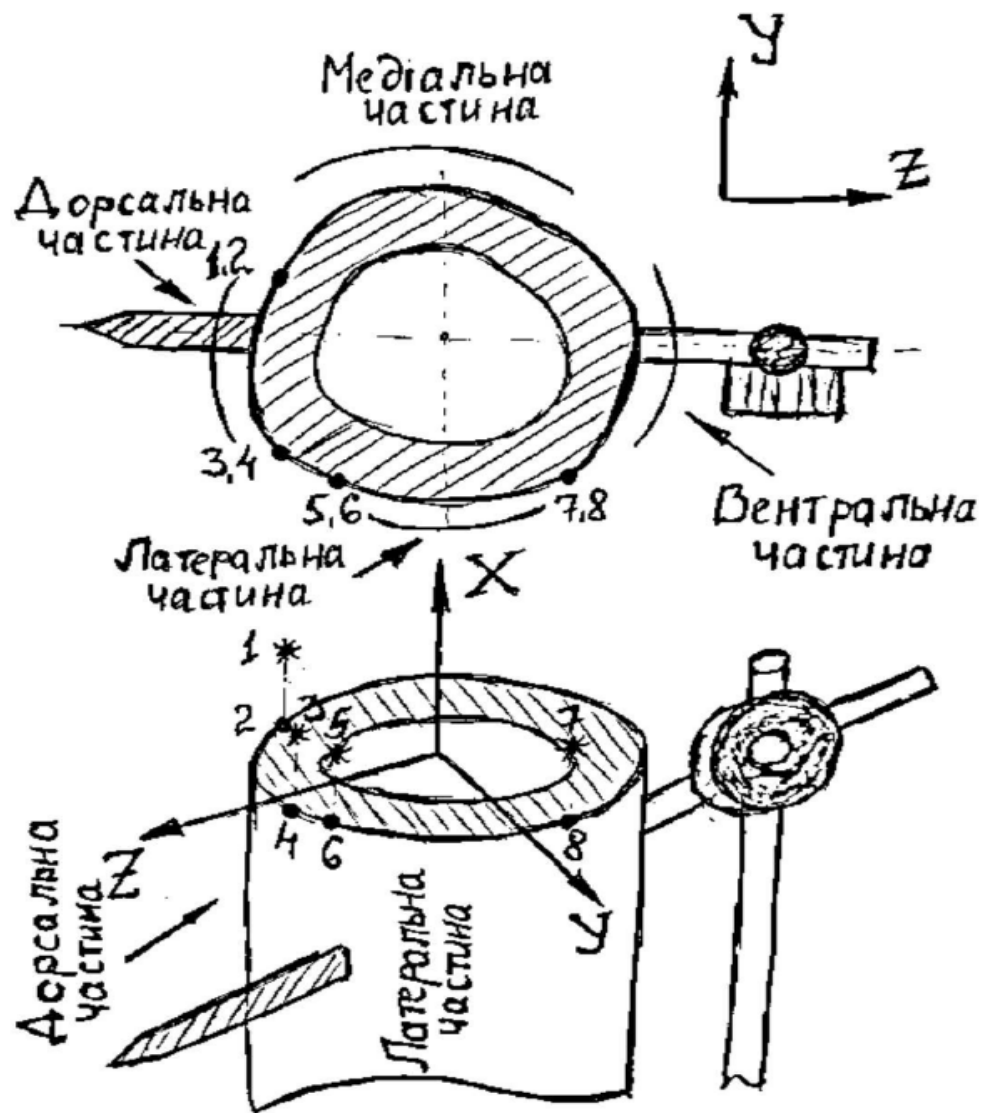
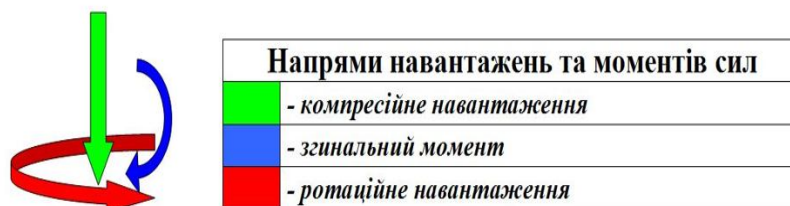


Рис. 3.4. Схематичне позначення областей і точок перелому та частин кістки.

На рис. 3.5, 3.6 приведені фотографії закріплених зразків та напрями дії сил та моментів при просторовому навантаженні. Узагальнені дані про геометричні характеристики зразків та навантаження надані в табл. 3.1.



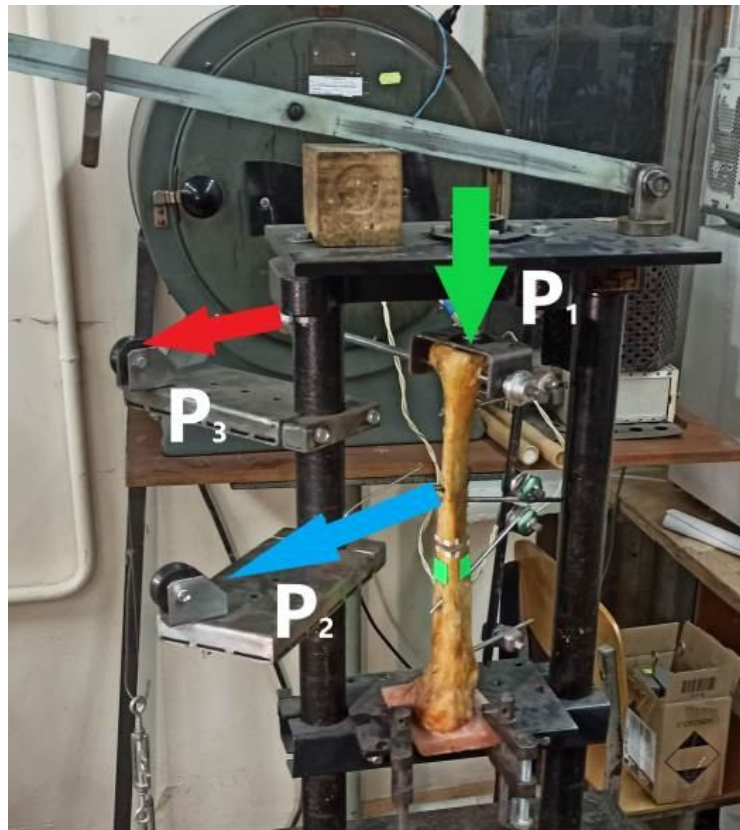


Рис. 3.5. Сумісне навантаження велико-гомілкова кістка – стержневий апарат зовнішньої фіксації.

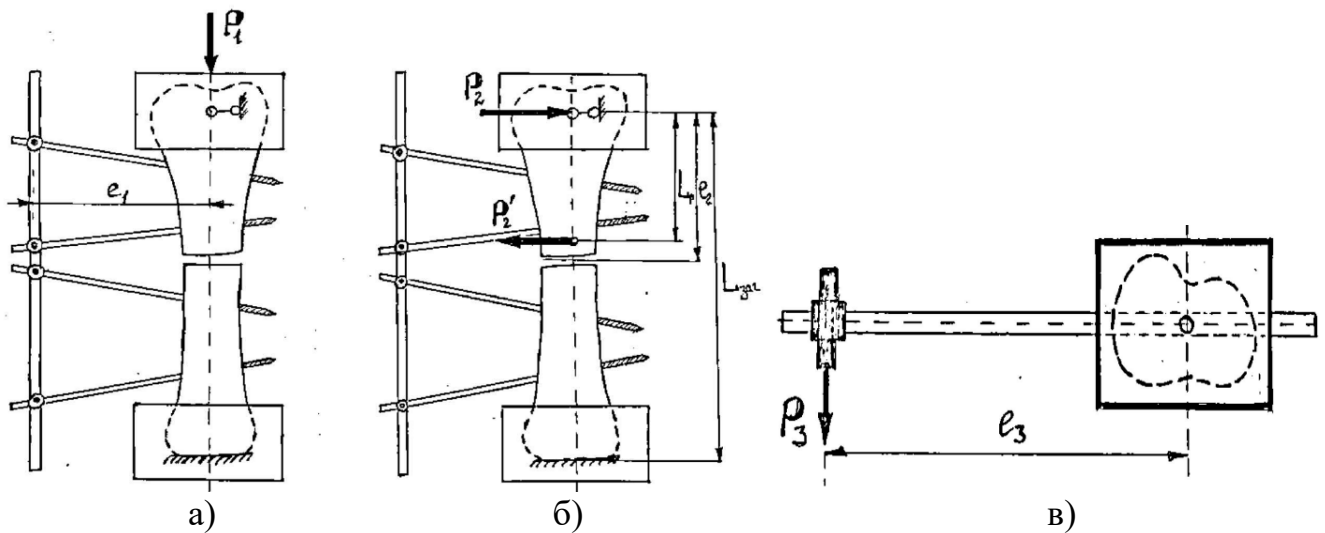


Рис. 3.6. Напрями навантажень на кістку при стиску (а), згині (б) та крученні (в).

Таблиця 3.1
Навантаження та геометричні характеристики зразків ВГК з переломом, фіксованим СтАЗФ, підданих сумісному навантаженню стиском, згином та крученням

Характеристика	Значення
----------------	----------

Осьове навантаження (стиск)	P_1	15 Н
Поперечне навантаження (згин)	P'_2	20 Н
Поперечна сила (реакція в верхній опорі)	P_2	10.9 Н
Ротаційне навантаження	P_3	6 Н
Відстані від лінії дії сили до місця закріплення перелому	e_1	105.0(±0.5) мм
	e_2	110 (±0.8) мм
	e_3	260 (±1.5) мм
Відстань між опорами (згин)	$L_{\text{заг}}$	350 (±0.5) мм
Відстань від верхньої опори до точки прикладання сили	L_P	95 (±0.5) мм
Розмір перелому (відстань між медіальною точкою М та латеральною точкою L)	S_{ML}	29.0 (±0.5) мм

Приведемо значення моментів для кожного з навантажень.

1) Моментом від стискаючого навантаження буде величина стискаючої сили помножена на відстань від осі апарату фіксації перелому до осі прикладання цієї сили, тобто на ексцентриситет (рис. 3.5а)

$$M_1 = P_1 \cdot e_1 = 15 \text{ Н} \cdot 105 \text{ мм} = 1575 \text{ Н} \cdot \text{мм} \quad (3.1)$$

2) Для моменту від згинаючого навантаження (рис. 3.5б) потрібно розв'язати задачу статично невизначуваної балки жорстко защемленої з однієї сторони та шарнірно опертої з другої сторони (рис. 3.6).

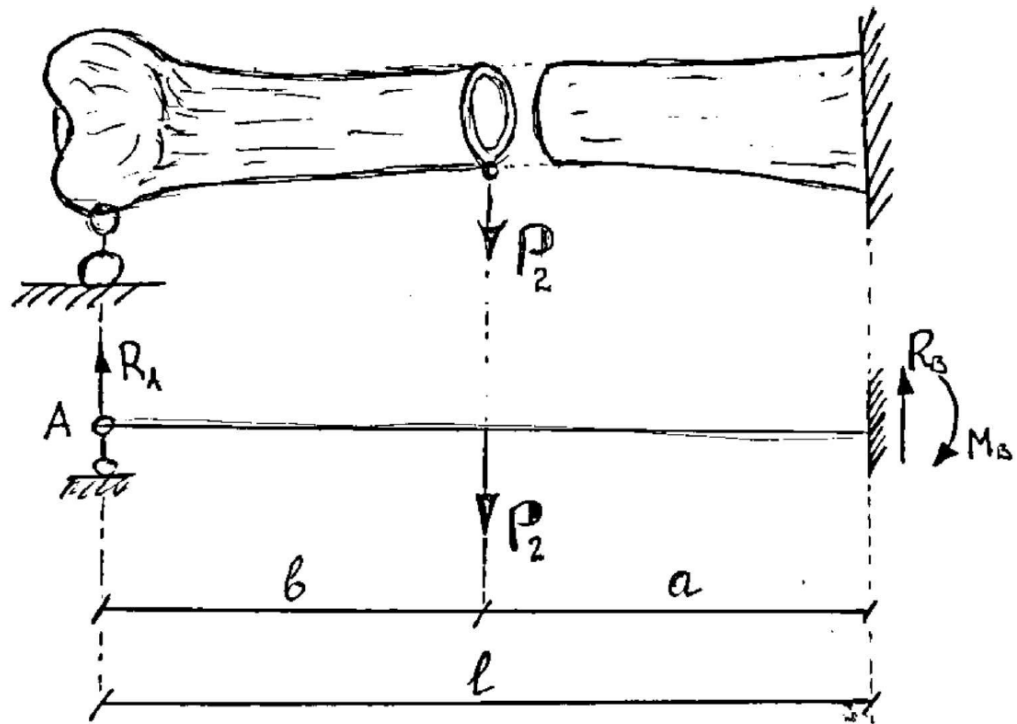


Рис. 3.7. Модель статично невизначуваної балки на прикладі ВГК

Вхідні дані: $a = 240$ мм; $b = 110$ мм; $l = 350$ мм; $P_2 = 20$ Н.

$$R_a = \frac{P}{2} \cdot \frac{a^2}{l^2} \left(3 - \frac{a}{l} \right) = 10.9 \text{ Н}; \quad (3.2)$$

$$R_b = \frac{P}{2} \cdot \frac{b^2}{l^2} \left(3 - \frac{b^2}{l^2} \right) = 9.1 \text{ Н}; \quad (3.3)$$

$$M_2 = Pa \left[\frac{ab}{2l^2} \left(3 - \frac{a}{l} \right) \right] = 1197 \text{ Н} \cdot \text{мм}. \quad (3.4)$$

3) Аналогічно стискаючому навантаженню знаходимо момент від крутильного навантаження (рис. 3.5в)

$$M_3 = P_3 \cdot e_3 = 6 \text{ Н} \cdot 260 \text{ мм} = 1560 \text{ Н} \cdot \text{мм} \quad (3.5)$$

Отже маємо такі приведені моменти:

$M_1 = 1575$ Н·мм – для компресійного навантаження;

$M_2 = 1197$ Н·мм – для згинального навантаження;

$M_3 = 1560$ Н·мм – для ротаційного навантаження.

3.2. Результати випробувань на стиск (компресійне навантаження)

Таблиця 3.2.1

Результати випробувань системи «великогомілкова кістка з переломом - стержневий апарат зовнішньої фіксації» («ВГК з переломом - СтаЗФ») під дією стискаючого навантаження $P_1 = 15$ Н та моментом від нього $M_1 = 1575$ Н·мм.

Показник	Розмірності	Обробка фото дорсальної частини ВГК (фронтальні знімки №№ ***, ***)							
		Напрям Х (поздовжній)				Напрям Y (поперечний)			
		точки 1 та 2		точки 3 та 4		точки 1 та 2		точки 3 та 4	
відстані	<i>pixel</i>	332	247	339	253	5	10	-6	-3
масштаби	<i>мм / pixel</i>	0.034	0.033	0.034	0.033	0.034	0.033	0.034	0.033
відстані	<i>мм</i>	11.59	8.34	11.83	8.54	0.17	0.33	-0.21	-0.10
зміна відстаней (взаємні переміщення) Δ_{J1}^D	<i>мм</i>	$\Delta_{X1}^{D1} = 11.59 - 8.34 = 3.25$		$\Delta_{X1}^{D3} = 11.83 - 8.54 = 3.29$		$\Delta_{Y1}^{D1} = 0.17 - 0.33 = -0.16$		$\Delta_{Y1}^{D3} = -0.21 + 0.10 = -0.11$	
приведені переміщення $\bar{\Delta}_{J1}^D = \Delta_{J1}^D / M_1$	<i>мм / (H · мм)</i>	0.0020		0.0020		-0.0001		-0.00006	
кут повороту у площині ХоУ: $\Gamma = \arctg[(\Delta_{X1}^{D1} - \Delta_{X1}^{D3}) / S_{1-3}]$	<i>градуси</i>	-0.13				---		---	

Примітки:

- 1) Перше число - показник при $P_1 = 0$, друге число - при $P_1 = 15$ Н.
- 2) S_{1-3} - відстані між точками 1 та 3.

Таблиця 3.2.2

Результати випробувань системи «великогомілкова кістка з переломом - стержневий апарат зовнішньої фіксації» («ВГК з переломом - СтАЗФ») під дією стискаючого навантаження $P_1 = 15 \text{ Н}$ та моментом від нього $M_1 = 1575 \text{ Н}\cdot\text{мм}$.

Показник	Розмірності	Обробка фото латеральної частини ВГК (профільні знімки №№ ***, ***)							
		Напряв Х (поздовжній)				Напряв Z (поперечний)			
		точки 5 та 6		точки 7 та 8		точки 5 та 6		точки 7 та 8	
відстані	<i>pixel</i>	472	343	416	298	19	14	22	17
масштаби	<i>мм / pixel</i>	0.029	0.030	0.029	0.030	0.029	0.030	0.029	0.030
відстані	<i>мм</i>	13.70	10.54	12.07	9.15	0.55	0.43	0.64	0.52
зміна відстаней (взаємні переміщення) Δ_{J1}^L	<i>мм</i>	$\Delta_{X1}^{L5} = 13.70 - 10.54 = 3.16$		$\Delta_{X1}^{L7} = 12.07 - 9.15 = 2.92$		$\Delta_{Z1}^{L5} = 0.55 - 0.43 = 0.12$		$\Delta_{Z1}^{L7} = 0.64 - 0.52 = 0.12$	
приведені переміщення $\bar{\Delta}_{J1}^L = \Delta_{J1}^L / M_1$	<i>мм / (H · мм)</i>	0.0020		0.0018		0.00007		0.00007	
кут повороту у площині ХоУ: $\Gamma = \arctg[(\Delta_{X1}^{L5} - \Delta_{X1}^{L7}) / S_{5-7}]$	<i>градуси</i>	0.57				---		---	

3.3. Результати випробувань на згин (згинальне навантаження)

Таблиця 3.3.1

Результати випробувань системи «великогомілкова кістка з переломом - стержневий апарат зовнішньої фіксації» («ВГК з переломом - СТАЗФ») під дією згинаючого навантаження $P_2 = 20$ Н та моментом від нього $M_2 = 1197$ Н·мм.

Показник	Розмірності	Обробка фото дорсальної частини ВГК (фронтальні знімки №№ ***, ***)							
		Напряв Х (поздовжній)				Напряв У (поперечний)			
		точки 1 та 2		точки 3 та 4		точки 1 та 2		точки 3 та 4	
відстані	<i>pixel</i>	332	310	339	317	5	29	-6	27
масштаби	<i>мм / pixel</i>	0.034	0.033	0.034	0.033	0.034	0.033	0.034	0.033
відстані	<i>мм</i>	11.59	10.26	11.83	10.49	0.17	0.96	-0.21	0.89
зміна відстаней (взаємні переміщення) Δ_{J1}^D	<i>мм</i>	$\Delta_{X2}^{D1} = 11.59 - 10.26 = 1.33$		$\Delta_{X2}^{D3} = 11.83 - 10.49 = 1.34$		$\Delta_{Y2}^{D1} = 0.17 - 0.96 = -0.79$		$\Delta_{Y2}^{D3} = -0.21 - 0.89 = -1.10$	
приведені переміщення $\bar{\Delta}_{J1}^D = \Delta_{J1}^D / M_2$	<i>мм / (H · мм)</i>	0.0011		0.0011		-0.0007		-0.0009	
кут повороту у площині ХоУ: $\Gamma = \arctg[(\Delta_{X2}^{D1} - \Delta_{X2}^{D3}) / S_{1-3}]$	<i>градуси</i>	0.03				---		---	

Таблиця 3.3.2

Результати випробувань системи «великогомілкова кістка з переломом - стержневий апарат зовнішньої фіксації» («ВГК з переломом - СтаЗФ») під дією згинаючого навантаження $P_2 = 20$ Н та моментом від нього $M_2 = 1197$ Н·мм.

Показник	Розмірності	Обробка фото латеральної частини ВГК (профільні знімки №№ ***, ***)							
		Напряв Х (поздовжній)				Напряв Z (поперечний)			
		точки 5 та 6		точки 7 та 8		точки 5 та 6		точки 7 та 8	
відстані	<i>pixel</i>	472	394	416	349	19	29	22	33
масштаби	<i>мм / pixel</i>	0.029	0.030	0.029	0.030	0.029	0.030	0.029	0.030
відстані	<i>мм</i>	13.70	12.10	12.07	10.72	0.55	0.89	0.64	1.01
зміна відстаней (взаємні переміщення) Δ_{J1}^L	<i>мм</i>	$\Delta_{X2}^{L5} = 13.70 - 12.10 = 1.60$		$\Delta_{X2}^{L7} = 12.07 - 10.72 = 1.35$		$\Delta_{Z2}^{L5} = 0.55 - 0.89 = -0.34$		$\Delta_{Z2}^{L7} = 0.64 - 1.01 = -0.37$	
приведені переміщення $\bar{\Delta}_{J1}^L = \Delta_{J1}^L / M_2$	<i>мм / (H · мм)</i>	0.0013		0.0011		-0.0002		-0.0003	
кут повороту у площині ХоУ: $\Gamma = \arctg[(\Delta_{X2}^{L5} - \Delta_{X2}^{L7}) / S_{5-7}]$	<i>градуси</i>	0.63				---		---	

3.4. Результати випробувань на кручення (ротаційне навантаження)

Таблиця 3.4.1

Результати випробувань системи «великогомілкова кістка з переломом - стержневий апарат зовнішньої фіксації» («ВГК з переломом - СТАЗФ») під дією крутильного навантаження $P_3 = 6$ Н та моментом від нього $M_3 = 1560$ Н·мм.

Показник	Розмірності	Обробка фото дорсальної частини ВГК (фронтальні знімки №№ ***, ***)							
		Напряв Х (поздовжній)				Напряв Y (поперечний)			
		точки 1 та 2		точки 3 та 4		точки 1 та 2		точки 3 та 4	
відстані	<i>pixel</i>	332	304	339	318	5	-51	-6	-56
масштаби	<i>мм / pixel</i>	0.034	0.033	0.034	0.033	0.034	0.033	0.034	0.033
відстані	<i>мм</i>	11.59	10.07	11.83	10.53	0.17	-1.69	-0.21	-1.85
зміна відстаней (взаємні переміщення) Δ_{J1}^D	<i>мм</i>	$\Delta_{X3}^{D1} = 11.59 - 10.07 = 1.52$		$\Delta_{X3}^{D3} = 11.83 - 10.53 = 1.30$		$\Delta_{Y3}^{D1} = 0.17 + 1.69 = 1.86$		$\Delta_{Y3}^{D3} = -0.21 + 1.85 = 1.64$	
приведені переміщення $\bar{\Delta}_{J1}^D = \Delta_{J1}^D / M_3$	<i>мм / (H · мм)</i>	0.0009		0.0008		0.0011		0.0010	
кут повороту у площині ХоУ: $\Gamma = \arctg[(\Delta_{X3}^{D1} - \Delta_{X3}^{D3}) / S_{1-3}]$	<i>градуси</i>	0.69				---		---	

Таблиця 3.4.2

Результати випробувань системи «великогомілкова кістка з переломом - стержневий апарат зовнішньої фіксації» («ВГК з переломом - СТАЗФ») під дією крутильного навантаження $P_3 = 6$ Н та моментом від нього $M_3 = 1560$ Н·мм.

Показник	Розмірності	Обробка фото латеральної частини ВГК (профільні знімки №№ ***, ***)							
		Напряв Х (поздовжній)				Напряв Z (поперечний)			
		точки 5 та 6		точки 7 та 8		точки 5 та 6		точки 7 та 8	
відстані	<i>pixel</i>	472	426	416	389	19	42	22	27
масштаби	<i>мм / pixel</i>	0.029	0.028	0.029	0.028	0.029	0.028	0.029	0.028
відстані	<i>мм</i>	13.70	12.19	12.07	11.13	0.55	1.20	0.64	0.77
зміна відстаней (взаємні переміщення) Λ_{J1}^L	<i>мм</i>	$\Lambda_{X3}^{L5} = 13.70 - 12.19 = 1.51$		$\Lambda_{X3}^{L7} = 12.07 - 11.13 = 0.94$		$\Lambda_{Z3}^{L5} = 0.55 - 1.20 = -0.65$		$\Lambda_{Z3}^{L7} = 0.64 - 0.77 = -0.13$	
приведені переміщення $\bar{\Lambda}_{J1}^L = \Lambda_{J1}^L / M_3$	<i>мм / (H · мм)</i>	0.0009		0.0006		-0.0004		-0.00008	
кут повороту у площині ХоУ: $\Gamma = \arctg[(\Lambda_{X3}^{L5} - \Lambda_{X3}^{L7}) / S_{5-7}]$	<i>градуси</i>	1.37				---		---	

3.5. Результати випробувань на стиск зі згином (комбінаційне навантаження)

Таблиця 3.5.1

Результати випробувань системи «великогомілкова кістка з переломом - стержневий апарат зовнішньої фіксації» («ВГК з переломом - СтаЗФ») під дією стискаючого $P_1 = 15$ Н та згинаючого $P_2 = 20$ Н навантаження.

Показник	Розмірності	Обробка фото дорсальної частини ВГК (фронтальні знімки №№ ***, ***)							
		Напрям Х (поздовжній)				Напрям Y (поперечний)			
		точки 1 та 2		точки 3 та 4		точки 1 та 2		точки 3 та 4	
відстані	<i>pixel</i>	332	262	339	272	5	12	-6	11
масштаби	<i>мм / pixel</i>	0.034	0.033	0.034	0.033	0.034	0.033	0.034	0.033
відстані	<i>мм</i>	11.59	8.70	11.83	9.03	0.17	0.40	-0.21	0.36
зміна відстаней (взаємні переміщення) $\Delta_{Л1}^D$	<i>мм</i>	$\Delta_{X4}^{D1} = 11.59 - 8.70 = 2.89$		$\Delta_{X4}^{D3} = 11.83 - 9.03 = 2.80$		$\Delta_{Y4}^{D1} = 0.17 - 0.40 = -0.23$		$\Delta_{Y4}^{D3} = -0.21 - 0.36 = -0.57$	
кут повороту у площині ХоY: $\Gamma = \arctg[(\Delta_{X4}^{D1}-\Delta_{X4}^{D3}) / S_{1-3}]$	<i>градуси</i>	0.30				---		---	

Таблиця 3.5.2

Результати випробувань системи «великогомілкова кістка з переломом - стержневий апарат зовнішньої фіксації» («ВГК з переломом - СтаЗФ») під дією стискаючого $P_1 = 15$ Н та згинаючого $P_2 = 20$ Н навантаження.

Показник	Розмірності	Обробка фото латеральної частини ВГК (профільні знімки №№ ***, ***)							
		Напряв Х (поздовжній)				Напряв Z (поперечний)			
		точки 5 та 6		точки 7 та 8		точки 5 та 6		точки 7 та 8	
відстані	<i>pixel</i>	472	375	416	329	19	21	22	23
масштаби	<i>мм / pixel</i>	0.029	0.028	0.029	0.028	0.029	0.028	0.029	0.028
відстані	<i>мм</i>	13.70	10.78	12.07	9.45	0.55	0.60	0.64	0.66
зміна відстаней (взаємні переміщення) $\Delta_{Л}^L$	<i>мм</i>	$\Delta_{X4}^{L5} = 13.70 - 10.78 = 2.92$		$\Delta_{X4}^{L7} = 12.07 - 9.45 = 2.62$		$\Delta_{Z4}^{L5} = 0.55 - 0.60 = -0.05$		$\Delta_{Z4}^{L7} = 0.64 - 0.66 = -0.02$	
кут повороту у площині ХоУ: $\Gamma = \arctg[(\Delta_{X4}^{L5}-\Delta_{X4}^{L7}) / S_{5-7}]$	<i>градуси</i>	0.74				---		---	

3.6. Результати випробувань на стиск з крученням (комбінаційне навантаження)

Таблиця 3.6.1

Результати випробувань системи «великогомілкова кістка з переломом - стержневий апарат зовнішньої фіксації» («ВГК з переломом - СтАЗФ») під дією стискаючого $P_1 = 15$ Н та крутильного $P_3 = 6$ Н навантаження.

Показник	Розмірності	Обробка фото дорсальної частини ВГК (фронтальні знімки №№ ***, ***)							
		Напрям Х (поздовжній)				Напрям Y (поперечний)			
		точки 1 та 2		точки 3 та 4		точки 1 та 2		точки 3 та 4	
відстані	<i>pixel</i>	332	250	339	264	5	-53	-6	-52
масштаби	<i>мм / pixel</i>	0.034	0.033	0.034	0.033	0.034	0.033	0.034	0.033
відстані	<i>мм</i>	11.59	8.27	11.83	8.73	0.17	-1.75	-0.21	-1.72
зміна відстаней (взаємні переміщення) $\Delta_{Л1}^D$	<i>мм</i>	$\Delta_{X5}^{D1} = 11.59 - 8.27 = 3.32$		$\Delta_{X5}^{D3} = 11.83 - 8.73 = 3.10$		$\Delta_{Y5}^{D1} = 0.17 + 1.75 = 1.92$		$\Delta_{Y5}^{D3} = -0.21 + 1.72 = 1.51$	
кут повороту у площині ХоY: $\Gamma = \arctg[(\Delta_{X5}^{D1} - \Delta_{X5}^{D3}) / S_{1-3}]$	<i>градуси</i>	0.74				---		---	

Таблиця 3.6.2

Результати випробувань системи «великогомілкова кістка з переломом - стержневий апарат зовнішньої фіксації» («ВГК з переломом - СтАЗФ») під дією стискаючого $P_1 = 15$ Н та крутильного $P_3 = 6$ Н навантаження.

Показник	Розмірності	Обробка фото латеральної частини ВГК (профільні знімки №№ ***, ***)							
		Напрям Х (поздовжній)				Напрям Z (поперечний)			
		точки 5 та 6		точки 7 та 8		точки 5 та 6		точки 7 та 8	
відстані	<i>pixel</i>	472	363	416	316	19	12	22	12
масштаби	<i>мм / pixel</i>	0.029	0.029	0.029	0.029	0.029	0.029	0.029	0.029
відстані	<i>мм</i>	13.70	10.55	12.07	9.19	0.55	0.35	0.64	0.35
зміна відстаней (взаємні переміщення) $\Delta_{Л}^L$	<i>мм</i>	$\Delta_{X5}^{L5} = 13.70 - 10.55 = 3.15$		$\Delta_{X5}^{L7} = 12.07 - 9.19 = 2.88$		$\Delta_{Z5}^{L5} = 0.55 - 0.35 = 0.20$		$\Delta_{Z5}^{L7} = 0.64 - 0.35 = 0.29$	
кут повороту у площині ХоУ: $\Gamma = \arctg[(\Delta_{X5}^{L5}-\Delta_{X5}^{L7}) / S_{5-7}]$	<i>градуси</i>	0.69				---		---	

3.7. Результати випробувань на згин з крученням (комбінаційне навантаження)

Таблиця 3.7.1

Результати випробувань системи «великогомілкова кістка з переломом - стержневий апарат зовнішньої фіксації» («ВГК з переломом - СТАЗФ») під дією згинаючого $P_2 = 20$ Н та крутильного $P_3 = 6$ Н навантаження.

Показник	Розмірності	Обробка фото дорсальної частини ВГК (фронтальні знімки №№ ***, ***)							
		Напряв Х (поздовжній)				Напряв Y (поперечний)			
		точки 1 та 2		точки 3 та 4		точки 1 та 2		точки 3 та 4	
відстані	<i>pixel</i>	332	308	339	320	5	-44	-6	-45
масштаби	<i>мм / pixel</i>	0.034	0.033	0.034	0.033	0.034	0.033	0.034	0.033
відстані	<i>мм</i>	11.59	10.18	11.83	10.58	0.17	-1.45	-0.21	-1.49
зміна відстаней (взаємні переміщення) $\Delta_{Л}^D$	<i>мм</i>	$\Lambda_{X6}^{D1} = 11.59 - 10.18 = 1.41$		$\Lambda_{X6}^{D3} = 11.83 - 10.58 = 1.25$		$\Lambda_{Y6}^{D1} = 0.17 + 1.45 = 1.62$		$\Lambda_{Y6}^{D3} = -0.21 + 1.49 = 1.28$	
кут повороту у площині ХоY: $\Gamma = \arctg[(\Lambda_{X6}^{D1} - \Lambda_{X6}^{D3}) / S_{1-3}]$	<i>градуси</i>	0.54				---		---	

Таблиця 3.7.2

Результати випробувань системи «великогомілкова кістка з переломом - стержневий апарат зовнішньої фіксації» («ВГК з переломом - СТАЗФ») під дією згинаючого $P_2 = 20$ Н та крутильного $P_3 = 6$ Н навантаження.

Показник	Розмірності	Обробка фото латеральної частини ВГК (профільні знімки №№ ***, ***)							
		Напрям X (поздовжній)				Напрям Z (поперечний)			
		точки 5 та 6		точки 7 та 8		точки 5 та 6		точки 7 та 8	
відстані	<i>pixel</i>	472	408	416	356	19	36	22	33
масштаби	<i>мм / pixel</i>	0.029	0.029	0.029	0.029	0.029	0.029	0.029	0.029
відстані	<i>мм</i>	13.70	12.20	12.07	10.64	0.55	1.07	0.64	0.98
зміна відстаней (взаємні переміщення) Δ_{J1}^L	<i>мм</i>	$\Delta_{X6}^{L5} = 13.70 - 12.20 = 1.50$		$\Delta_{X6}^{L7} = 12.07 - 10.64 = 1.43$		$\Delta_{Z6}^{L5} = 0.55 - 1.07 = -0.52$		$\Delta_{Z6}^{L7} = 0.64 - 0.98 = -0.34$	
кут повороту у площині XoY: $\Gamma = \arctg[(\Delta_{X6}^{L5}-\Delta_{X6}^{L7}) / S_{5-7}]$	<i>градуси</i>	0.17				---		---	

3.8. Результати випробувань при сумісній дії стиску згину та кручення (складне навантаження)

Таблиця 3.8.1

Результати випробувань системи «великогомілкова кістка з переломом - стержневий апарат зовнішньої фіксації» («ВГК з переломом - СтА3Ф») під дією стискаючого $P_1 = 15$ Н, згинаючого $P_2 = 20$ Н та крутильного $P_3 = 6$ Н навантаження.

Показник	Розмірності	Обробка фото дорсальної частини ВГК (фронтальні знімки №№ ***, ***)							
		Напрям Х (поздовжній)				Напрям Y (поперечний)			
		точки 1 та 2		точки 3 та 4		точки 1 та 2		точки 3 та 4	
відстані	<i>pixel</i>	332	260	339	272	5	-46	-6	-48
масштаби	<i>мм / pixel</i>	0.034	0.033	0.034	0.033	0.034	0.033	0.034	0.033
відстані	<i>мм</i>	11.59	8.58	11.83	8.97	0.17	-1.52	-0.21	-1.58
зміна відстаней (взаємні переміщення) $\Delta_{Л1}^D$	<i>мм</i>	$\Delta_{X7}^{D1} = 11.59 - 8.58 = 3.01$		$\Delta_{X7}^{D3} = 11.83 - 8.97 = 2.86$		$\Delta_{Y7}^{D1} = 0.17 + 1.52 = 1.69$		$\Delta_{Y7}^{D3} = -0.21 + 1.58 = 1.37$	
кут повороту у площині ХоY: $\Gamma = \arctg[(\Delta_{X7}^{D1} - \Delta_{X7}^{D3}) / S_{1-3}]$	<i>градуси</i>	0.50				---		---	

Таблиця 3.8.2

Результати випробувань системи «великогомілкова кістка з переломом - стержневий апарат зовнішньої фіксації» («ВГК з переломом - СтаЗФ») під дією стискаючого $P_1 = 15$ Н, згинаючого $P_2 = 20$ Н та крутильного $P_3 = 6$ Н навантаження.

Показник	Розмірності	Обробка фото латеральної частини ВГК (профільні знімки №№ *** , ***)							
		Напряв Х (поздовжній)				Напряв Z (поперечний)			
		точки 5 та 6		точки 7 та 8		точки 5 та 6		точки 7 та 8	
відстані	<i>pixel</i>	472	414	416	366	19	30	22	22
масштаби	<i>мм / pixel</i>	0.029	0.026	0.029	0.026	0.029	0.026	0.029	0.026
відстані	<i>мм</i>	13.70	10.75	12.07	9.51	0.55	0.78	0.64	0.57
зміна відстаней (взаємні переміщення) $\Delta_{\text{Л}}^{\text{L}}$	<i>мм</i>	$\Delta_{\text{X7}}^{\text{L5}} = 13.70 - 10.75 = 2.95$		$\Delta_{\text{X7}}^{\text{L7}} = 12.07 - 9.51 = 2.56$		$\Delta_{\text{Z7}}^{\text{L5}} = 0.55 - 0.78 = -0.23$		$\Delta_{\text{Z7}}^{\text{L7}} = 0.64 - 0.57 = 0.07$	
кут повороту у площині ХоУ: $\Gamma = \arctg[(\Delta_{\text{X7}}^{\text{L5}} - \Delta_{\text{X7}}^{\text{L7}}) / S_{5-7}]$	<i>градуси</i>	0.97				---		---	

Кінцеві дані таблиць 3.2.1-3.8.2 звели до таблиці порівняння переміщень реперних точок від різних видів навантаження (табл. 3.9)

Таблиця 3.9

Порівняння приведених переміщень від різних видів навантаження

Переміщення точок	Вид навантаження						
	Компресійне навантаження	Згинальне навантаження	Ротаційне навантаження	Компресійне та згинальне	Компресійне та ротаційне	Згинальне та ротаційне	Складне навантаження
Δ_X 1-2	3,24	1,32	1,52	2,88	3,32	1,41	3,01
Δ_Y 1-2	0,16	0,79	1,86	0,22	1,93	1,63	1,69
Δ_X 3-4	3,29	1,34	1,30	2,81	3,10	1,25	2,86
Δ_Y 3-4	0,11	1,10	1,64	0,57	1,51	1,28	1,37
Δ_X 5-6	3,16	1,61	1,51	2,93	3,15	1,50	2,95
Δ_Z 5-6	0,12	0,34	0,65	0,05	0,20	0,52	0,23
Δ_X 7-8	2,92	1,35	0,95	2,62	2,89	1,43	2,57
Δ_Z 7-8	0,12	0,38	0,13	0,02	0,31	0,35	0,07

Отримані результати таблиці 3.9 покажемо у вигляді графіка приведених переміщень реперних точок при різних видах та комбінаціях навантажень (рис. 3.8).

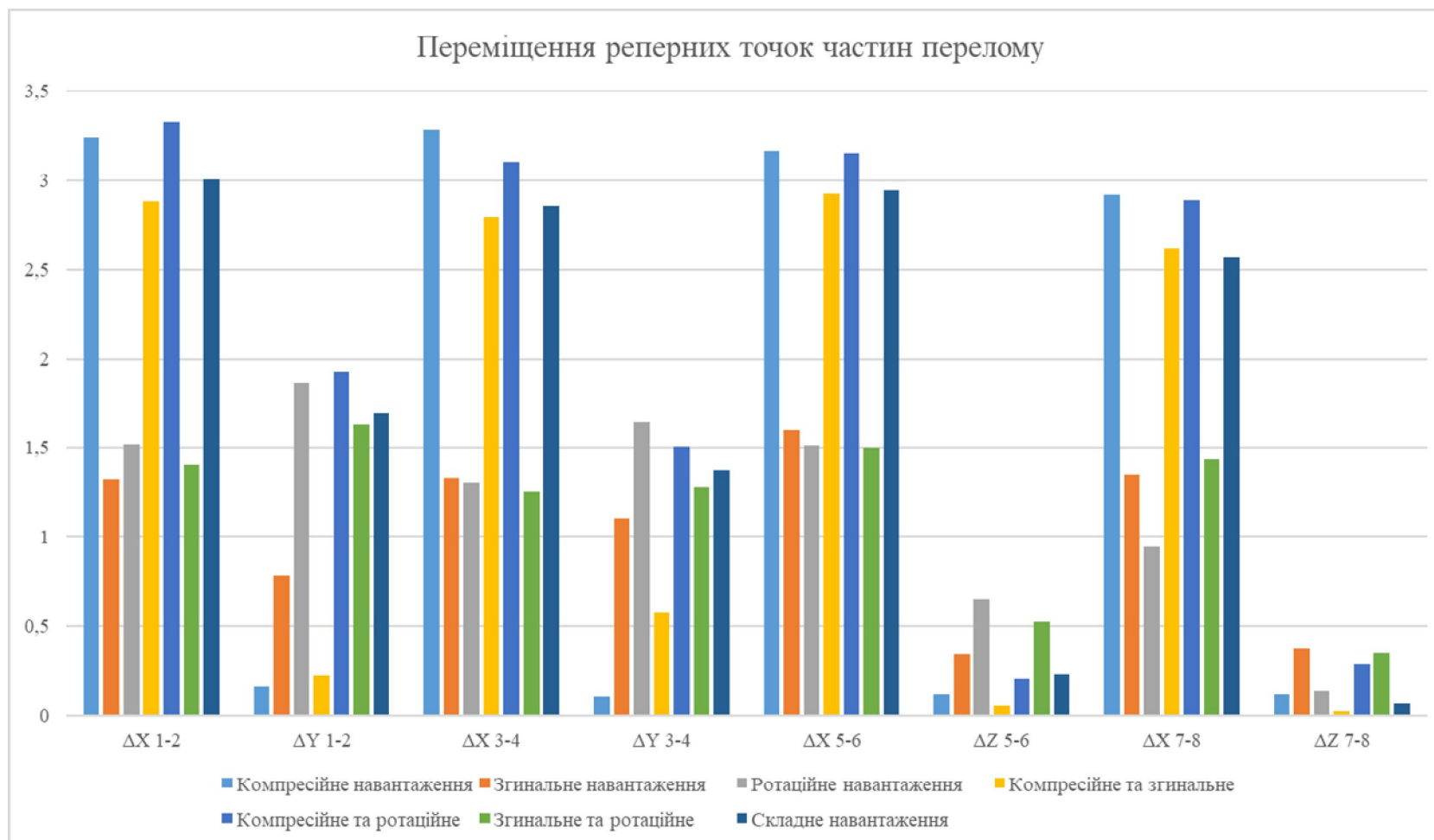


Рис. 3.8. Графік переміщень реперних точок частин перелому.

Таблиця 3.10

Порівняння повних переміщень від різних видів навантаження

Переміщення точок	Вид навантаження						
	Компресійне навантаження	Згинальне навантаження	Ротаційне навантаження	Компресійне та згинальне	Компресійне та ротаційне	Згинальне та ротаційне	Складне навантаження
Δ 1-2	3,25	1,54	2,41	2,89	3,84	2,15	3,45
Δ 3-4	3,29	1,73	2,10	2,85	3,45	1,79	3,17
Δ 5-6	3,17	1,63	1,65	2,93	3,16	1,59	2,96
Δ 7-8	2,92	1,40	0,95	2,62	2,90	1,47	2,57

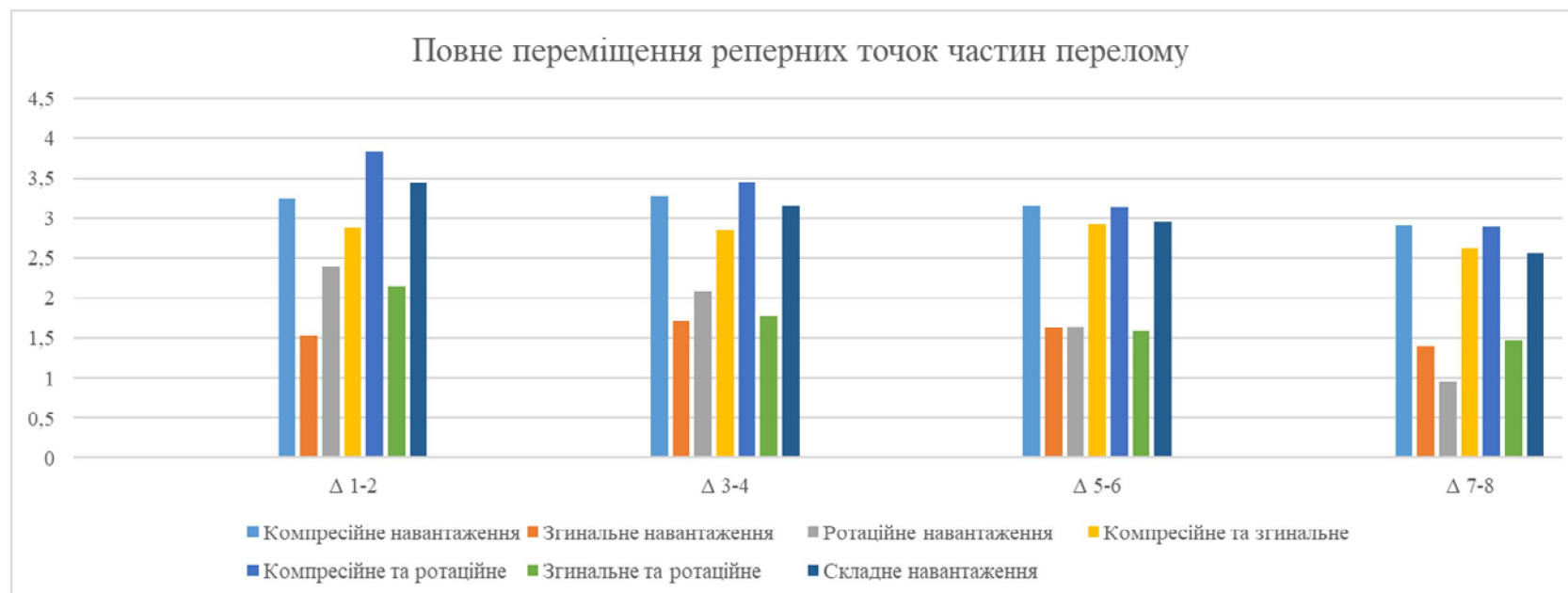


Рис. 3.9. Графік повних переміщень реперних точок частин перелому.

3.9. Порівняння результатів

Для перевірки результатів тривимірного навантаження зроблено аналітичні розрахунки переміщень точок перелому та кутів повороту з використанням даних, отриманих шляхом випробувань при дії окремих навантажень стику, згину та кручення.

Складові переміщень для латеральної L та медіальної M точок відповідно [12]:

$$\Lambda^L_j = \left[\sum_{k=1}^3 P_k \cdot \left(\lambda^L_{jk} + \bar{\lambda}^L_{jk} \cdot e_k \right) \right]; \quad (3.6)$$

$$\Lambda^M_j = \left[\sum_{k=1}^3 P_k \cdot \left(\lambda^M_{jk} + \bar{\lambda}^M_{jk} \cdot e_k \right) \right]. \quad (3.7)$$

Повні переміщення цих точок відповідно

$$\Lambda^L = \sqrt{\sum_{j=1}^3 \left[\sum_{k=1}^3 P_k \cdot \left(\lambda^L_{jk} + \bar{\lambda}^L_{jk} \cdot e_k \right) \right]^2}; \quad (3.8)$$

$$\Lambda^M = \sqrt{\sum_{j=1}^3 \left[\sum_{k=1}^3 P_k \cdot \left(\lambda^M_{jk} + \bar{\lambda}^M_{jk} \cdot e_k \right) \right]^2}; \quad (3.9)$$

Результати визначення взаємних зміщень частин перелому великогомілкової кістки-стержневий апарат зовнішньої фіксації наведені в табл. 3.11 (спосіб II).

Таблиця 3.11

Порівняння результатів

Пари точок та напрями переміщення		I спосіб	II спосіб	Відносна різниця Δ , %
Пара точок 1-2	ΔX 1-2	3,01	3,13	3,96
	ΔY 1-2	1,69	1,75	3,35
Повне переміщення пари точок $\Delta 1-2$		3,45	3,59	3,82
Пара точок 3-4	ΔX 3-4	2,86	2,98	4,06
	ΔY 3-4	1,37	1,42	3,34
Повне переміщення пари точок $\Delta 3-4$		3,17	3,29	3,93
Пара точок 5-6	ΔX 5-6	2,95	3,08	4,43
	ΔZ 5-6	0,23	0,24	4,28
Повне переміщення пари точок $\Delta 5-6$		2,96	3,09	4,43
Пара точок 7-8	ΔX 7-8	2,57	2,68	4,14
	ΔZ 7-8	0,068	0,069	3,17
Повне переміщення пари точок $\Delta 7-8$		2,57	2,68	4,14

Примітка: спосіб I - дані безпосереднього вимірювання переміщень при сумісній дії сил P_1 , P_2 та P_3 ; спосіб II - результати розрахунків з застосуванням даних, одержаних при простих навантаженнях.

В цій же таблиці представлена відносна різниця між даними, одержаними визначеними способами:

$$\Delta = \frac{|\Lambda_{jk(I)}^i - \Lambda_{jk(II)}^i|}{\Lambda_{jk(II)}^i} \cdot 100\% \quad (3.10)$$

Виходячи з даних табл. 3.11, можна відзначити задовільний збіг даних, отриманих зазначеними способами. Зауважимо, що результати розрахунків із застосуванням даних простих навантажень та приведених переміщень, у всіх випадках дещо перевищують результати вимірювання переміщень при одночасній дії навантажень P_1 , P_2 та P_3 . Це пояснюється деяким взаємним впливом цих сил та зниження фактичних навантажень за рахунок сил тертя у вузлах блочно-важільного пристрою. В цілому, розходження показників, виміряних обома способами лежить в межах 3 – 4,5%, що знаходиться на рівні похибки вимірювання.

Описані способи визначення переміщень в системах остеосинтезу надають можливість оперативно та надійно оцінювати рівень переміщень в переломах кісток, фіксованих різними способами, під дією просторової системи сил. При цьому є можливість визначати вклад кожної компоненти навантажень в загальний рівень

переміщень та кута повороту частин переломів і за рахунок цього визначати небезпечні напрями навантажень та їх допустимі рівні.

3.10. Переваги та недоліки запропонованих способів

Переваги способу безпосереднього вимірювання переміщень точок перелому при одночасному навантаженні силами P_1 , P_2 та P_3 (спосіб I): навантаження відповідає реальному функціонуванню кістки; для проведення випробувань потрібна мінімальна кількість зразків.

Недоліки способу: без додаткових вимірювальних засобів не можливо записувати діаграми «навантаження - переміщення», у зв'язку з чим неможливо точно визначати значення руйнуючих навантажень; навантаження відбувається тільки при певних значеннях сил P_1 , P_2 та P_3 .

Переваги розрахункового способу за результатами випробувань при роздільній дії сил P_1 , P_2 та P_3 (спосіб II): є можливість записувати діаграми «навантаження - переміщення» з визначенням значення руйнуючого навантаження; можна визначати приведені переміщення, необхідні для застосування подальших аналітичних розрахунків.

Недолік способу: необхідна більша кількість зразків для випробувань порівняно зі способом I.

3.11. Результати випробувань при циклічному навантаженні

У більшості робіт в експериментальній біомеханіці ОС, зокрема в [20 - 30] розглядалися переважно статичні (одноразові) навантаження. При цьому використовували один або декілька видів деформування систем (стиск, розтяг, згин або кручення) з реєстрацією деформацій.

Проте, у процесі ходьби нижні кінцівки людини піддаються циклічним навантаженням та, як показує практика, багаторазові навантаження призводять до більш високих рівнів деформацій і зсувів у місці перелому. Руйнування може наступити при менших навантаженнях, ніж при одноразових впливах. Тому

вивчення процесів накопичення деформацій в біологічних препаратах при дії таких навантажень являють практичний інтерес.

Для обґрунтування доцільності подальших досліджень процесів розвитку деформацій при циклічних навантаженнях та уточнення режимів випробувань використані дані попередніх експериментів [7, 9, 12]. Досліди були проведені в лабораторії біомеханіки НТУУ «Київський політехнічний інститут ім. Ігоря Сікорського» за участю колективу інженерів і хірургів-травматологів з використанням циклічних режимів вантаження систем ОС.

На основі аналізу приведених даних зроблено такі висновки щодо розробки програм випробувань систем остеосинтезу у циклічних режимах:

- незворотні деформації (зміщення в області перелому), що розвиваються у часі при багаторазових навантаженнях, поряд з миттєво одержаними деформаціями є одним з найважливіших показників функціональної надійності систем ОС;
- за результатами таких випробувань можна проводити ранжирування різних систем остеосинтезу за рівнями функціональної надійності;
- режими навантаження (вид деформації, рівні та періодичність навантаження, максимальна кількість циклів, точки перелому, що контролюються) встановлюються в індивідуальному порядку для кожного об'єкту випробувань.

Ці висновки були враховані при плануванні експериментальних досліджень кісток з фіксованими переломами при дії циклічних навантажень.

Реєстрацію навантажень та деформацій здійснювали на 1, 5, 10, 20, 50, 100, 200, 300 та 500-му циклах (рис. 3.10, 3.11). Одночасно на кожному циклі проводили фотографування областей переломів на цифрову фотокамеру. Цикли фотографували в навантаженому та розвантаженому вигляді (табл. 3.12, 3.13).

Обробку фото та обрахунки результатів проводили аналогічно розділам 3.2-3.8.

Таблиця 3.12

Переміщення при максимумах навантаження									
Цикли	1	5	10	20	50	100	200	300	500
Λ1-2	1,44	1,47	1,51	1,52	1,56	1,80	1,83	1,85	1,87
Λ3-4	1,30	1,38	1,42	1,44	1,48	1,53	1,65	1,71	1,77
Λ5-6	1,01	1,06	1,12	1,15	1,18	1,21	1,25	1,28	1,33
Λ7-8	0,81	0,89	0,91	0,92	0,95	0,97	1,05	1,20	1,30

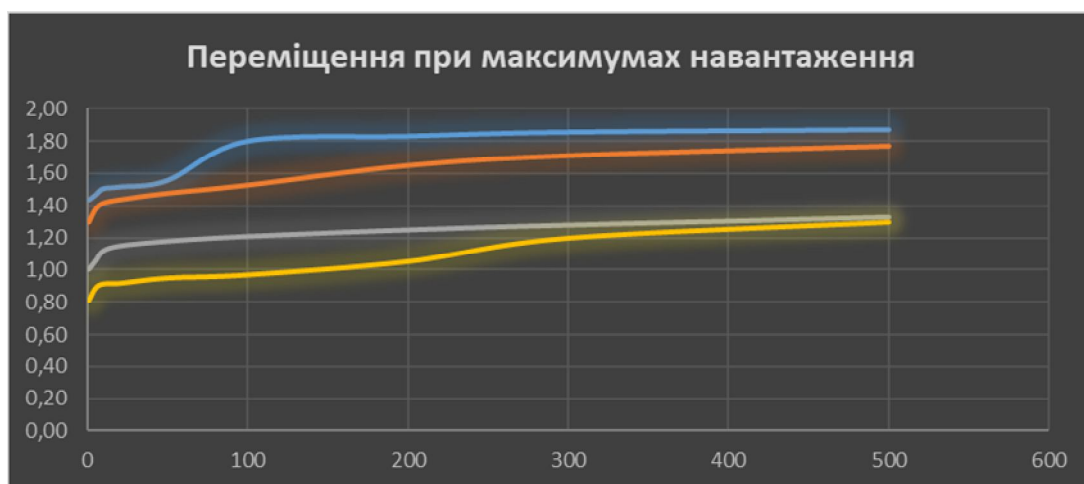


Рис. 3.10. Графік переміщень на навантажених циклах.

Таблиця 3.13

Переміщення при знятті навантаження									
Цикли	1	5	10	20	50	100	200	300	500
Λ1-2	0,12	0,16	0,22	0,26	0,27	0,29	0,30	0,32	0,33
Λ3-4	0,14	0,18	0,19	0,23	0,25	0,27	0,29	0,33	0,35
Λ5-6	0,08	0,20	0,22	0,25	0,27	0,31	0,35	0,41	0,45
Λ7-8	0,02	0,12	0,20	0,28	0,31	0,34	0,43	0,48	0,52

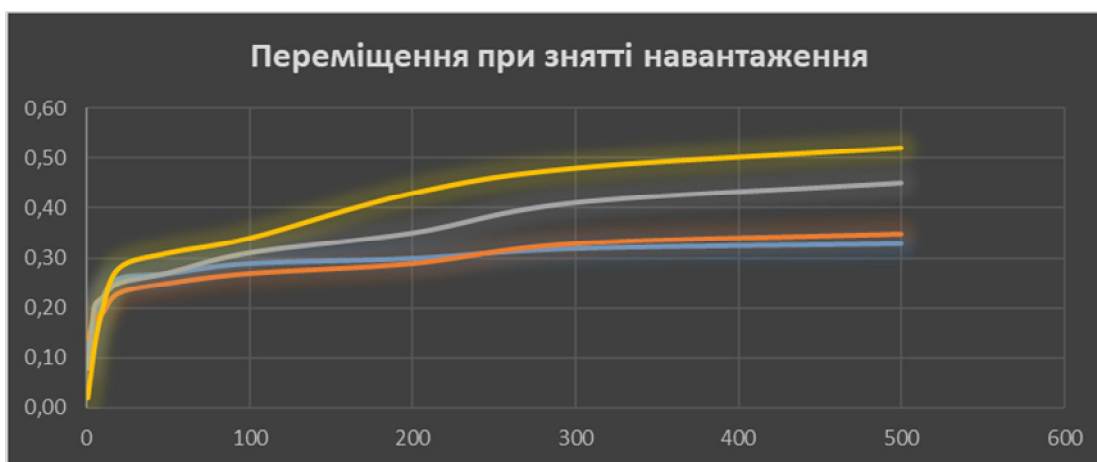


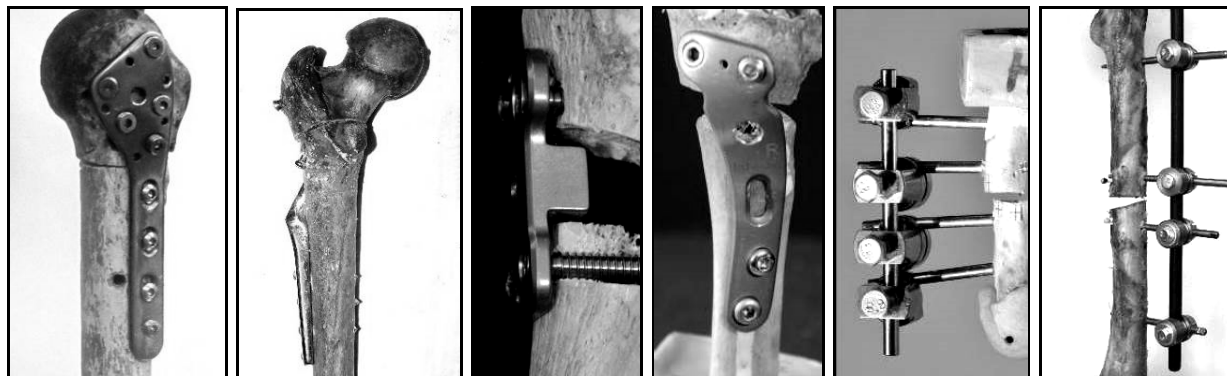
Рис. 3.11. Графік переміщень на розвантажених циклах.

3.12. Висновки

1. Було проведено натурні випробування великогомілкової кістки зі стержневим апаратом зовнішньої фіксації переломів із застосуванням установки просторового навантаження.
2. Для перевірки результатів тривимірного навантаження зроблено аналітичні розрахунки переміщень точок перелому та кутів повороту з використанням даних, отриманих шляхом випробувань при дії окремих навантажень стику, згину та кручення.
3. Розходження показників, виміряних обома способами лежить в межах 3 – 4,5%, що знаходиться на рівні похибки вимірювання.
4. Було проведено циклічні випробування в кількості 500 циклів, методом цифрового фотографування були отримані та обчислені дані, які проілюстровані в таблицях та графіках (переміщення реперних точок при максимумах навантаження та при знятті навантаження).

РОЗДІЛ 4. УЗАГАЛЬНЕННЯ РЕЗУЛЬТАТІВ ТА РОЗРАХУНОК ДОПУСТИМИХ НАВАНТАЖЕНЬ

Довготривале застосування різних систем фіксації переломів кісток (рис. 4.1), як правило, супроводжується одноразовими або багаторазовими (переважно циклічними) навантаженнями. Застосування сучасних матеріалів для виготовлення елементів систем фіксації (пластин [1, 2, 3], стержневих апаратів [4, 5], гвинтів, шпиль та інших засобів) забезпечує міцність та жорсткість цих систем. Запобігання великим навантаженням на опорно-руховий апарат людини при лікуванні також знижує вірогідність руйнування засобів фіксації.



а

б

в

г

д

е

Рис. 4.1. Різні види засобів фіксації переломів довгих кісток: пластини для плечової (а), стегнової (б) та великогомілкової (в, г) кісток; стержневі апарати зовнішньої фіксації для п'ясткової (д) та великогомілкової (е) кісток.

При цьому неможливо повністю ліквідувати небезпечні зміщення окремих точок в області перелому. Ці зміщення зашкоджують правильному зрощуванню (репозиції) переломів або уповільнюють цей процес.

Як показує практика застосування різних засобів фіксації переломів (систем ОС), основними показниками надійності зазначених систем є взаємні лінійні переміщення (Δ) суміжних точок перелому та взаємні кути повороту (Γ) частин перелому.

В даний час на основі багаторічних досліджень в галузі практичної хірургії встановлені допустимі лінійні переміщення (зміщення) точок перелому $[\Lambda] = 1\text{мм}$, і взаємні кути повороту частин перелому $[\Gamma] = 3^\circ$ [6, 7].

Таким чином, вимоги до деформаційних показників систем «кістка з переломом - засіб фіксації», що визначаються фізіологічними властивостями та типом перелому, мають вигляд:

$$\Lambda_{\max}^i \leq [\Lambda] , \quad (4.1)$$

$$\Gamma_{\max} \leq [\Gamma] , \quad (4.2)$$

де i - позначення точки перелому. Це можуть бути медіальні (**М**), латеральні (**Л**), вентральні (**В**), дорсальні (**Д**) [8, 9] або інші точки перелому.

4.1. Деформаційні критерії функціональної надійності при одноразових навантаженнях

Врахування взаємного переміщення точок перелому [7]. Якщо відомі складові переміщення (проекції сумарного вектору Λ на осі координат (рис. 4.2) в найбільш небезпечній точці, то умова (1) запишеться у вигляді:

$$\Lambda_{\max} = \sqrt{(\Lambda_x^i)^2 + (\Lambda_y^i)^2 + (\Lambda_z^i)^2} |_{\max} \leq [\Lambda]. \quad (4.3)$$

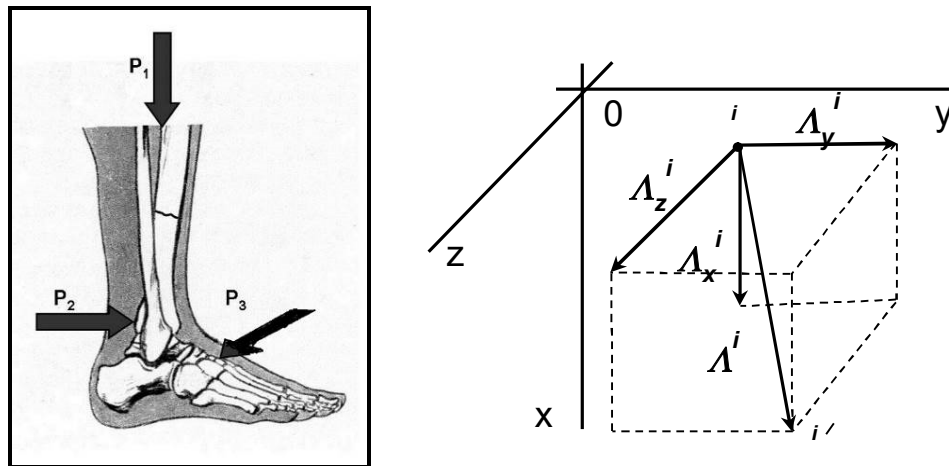


Рис. 4.2. Навантаження, що діють на кінцівку (а), напрямки осей координат та компоненти головного вектору переміщень Λ^i (б).

Складові переміщень в умові (4.3) визначаються, в основному, впливом таких сил: P_1 - сила, що діє уздовж поздовжньої осі кістки (для нижніх кінцівок це переважно сила ваги людини); P_2 - поперечна сила (сила м'язів, вага кінцівки в лежачому положенні постраждалого); P_3 - сила, що діє на стопу при ходьбі (дія м'язів при поворотних рухах тулуба у процесі ходьби, вага стопи в лежачому положенні постраждалого) і викликає деформації кручення кісток кінцівок.

За рахунок дії цих сил виникають згинальні моменти та момент кручення:

$$M_k = P_k \cdot e_k, \quad (4.4)$$

де e_k - відстані від лінії дії відповідної сили до місця закріплення перелому;

$k = 1, 2, 3$ - позначення сил та відповідних моментів.

На рис. 4.3 зображені сили P_1 , P_2 та P_3 та відповідні згинальні моменти M_1 , M_2 та M_3 , що діють в області перелому. Показані: e_1 - відстань від лінії дії сили P_1 до засобу фіксації; e_2 - відстань від лінії дії сили P_2 до середньої частини перелому; e_3 - відстань від лінії дії сили P_3 до засобу фіксації.

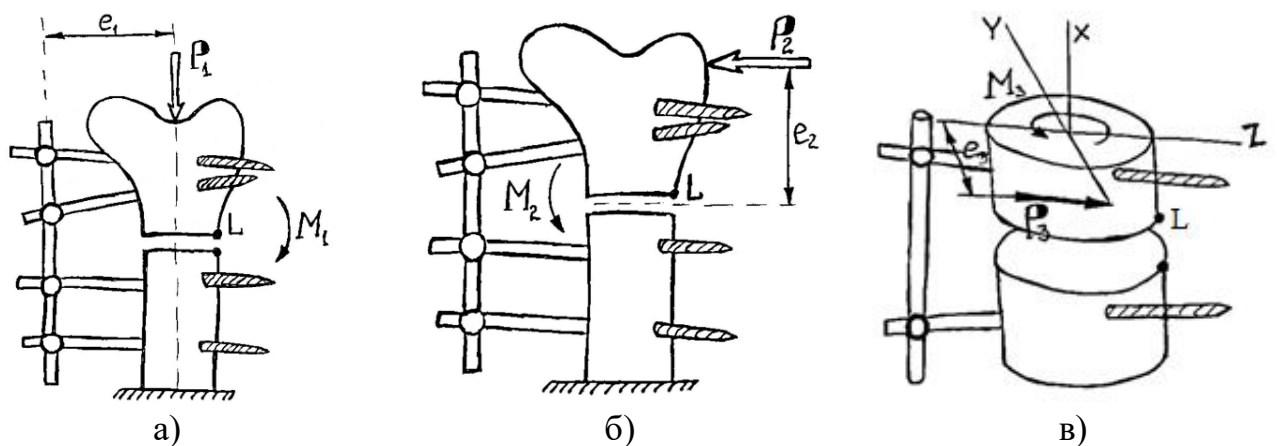


Рис. 4.3. Дії осьової (а), поперечної (б) сил і моменту кручення (в) на систему фіксації.

Таким чином, кожна компонента головного вектору лінійного переміщення Λ^i залежить від трьох зосереджених сил та трьох моментів сил. Позначимо:

$\Lambda_k^i(\Lambda_1^i, \Lambda_2^i, \Lambda_3^i)$ - абсолютні переміщення точки «і», викликані силами P_k ;
 $\Lambda_j^i(\Lambda_X^i, \Lambda_Y^i, \Lambda_Z^i)$ - проекції повного переміщення точки «і» на осі «j»; Λ_{jk}^i -
 проекції на осі «j» абсолютних переміщень Λ_k^i .

Припущення щодо розташування сил та напрямків компонент переміщень [7]. Враховуємо, що більшість засобів ОС розташовані з латерального (зовнішнього по відношенню до центра тіла) або з медіального (внутрішнього) боку кістки. При цьому вісь поздовжньої сили P_1 проходить через фронтальну (ту, що ділить тіло на передню та задню частину) площину кістки.

Надалі розглядаємо випадок, коли лінія дії найбільш небезпечної сили P_2 теж лежить у фронтальній площині. Тому переміщення, що виникають за рахунок цих сил та відповідних моментів необхідно алгебраїчно додавати.

Зауважимо також, що заздалегідь напрямок дії (знак) зовнішніх сил невідомий. Тому надалі розглядатимемо найбільш небезпечне розташування сил P_1 , P_2 та P_3 , коли напрями проекцій переміщення від всіх зазначених сил збігаються. У зв'язку з цим при побудові критеріїв функціональної надійності вважатимемо, що всі компоненти вектору переміщень мають один знак.

Позначимо через λ приведені переміщення як відношення абсолютних величин переміщень до діючих сил, а через $\bar{\lambda}$ приведені переміщення як відношення абсолютних величин переміщень до діючих моментів:

$$\lambda_{jk}^i = \frac{\Lambda_{jk}^i}{P_k}; \quad \bar{\lambda}_{jk}^i = \frac{\Lambda_{jk}^i}{M_k}. \quad (4.5), (4.6)$$

Приведені переміщення визначаються експериментально шляхом вимірювання переміщень при дії відповідних сил і моментів, наприклад методом цифрової реєстрації за допомогою фотокамери.

Зазначимо, що для визначення приведенного переміщення λ_{jk}^i (4.5) абсолютне переміщення необхідно вимірювати за відсутності (або, принаймні, з мінімізацією) згинального моменту. Це зроблено прикладанням навантаження на систему поблизу закріплення засобу фіксації. При визначенні приведених переміщень $\bar{\lambda}_{jk}^i$ (4.6) з загальних абсолютних переміщень потрібно видаляти переміщення, що виникають під дією тільки зосереджених сил.

Якщо приведені переміщення відомі, то складові абсолютних переміщень можна визначити при будь-яких значеннях компонент вектору сил P_k та відповідних компонент вектору моментів M_k . Так, проекція загального переміщення Λ^i на вісь X визначається таким чином:

$$\Lambda_x^i = \lambda_{x1}^i \cdot P_1 + \lambda_{x2}^i \cdot P_2 + \lambda_{x3}^i \cdot P_3 + \bar{\lambda}_{x1}^i \cdot M_1 + \bar{\lambda}_{x2}^i \cdot M_2 + \bar{\lambda}_{x3}^i \cdot M_3. \quad (4.7)$$

Проекції переміщення Λ^i на осі Y та Z визначається аналогічно. У загальному вигляді маємо:

$$\Lambda_j^i = \sum_{k=1}^3 P_k \cdot \left(\lambda_{jk}^i + \bar{\lambda}_{jk}^i \cdot e_k \right). \quad (4.8)$$

Умова функціональної надійності з використанням в якості критерію величини максимального лінійного взаємного переміщення у стислому вигляді запишеться:

$$\Lambda_{\max} = \left\{ \sum_{j=1}^3 \left[\sum_{k=1}^3 P_k \cdot \left(\lambda_{jk}^i + \bar{\lambda}_{jk}^i \cdot e_k \right) \right]^2 \right\}^{1/2} \Big|_{\max} \leq [\Lambda]. \quad (4.9)$$

Врахування кутів взаємного повороту частин перелому [7]. Позначимо (рис. 4.4 а): Γ - кут повороту лінії, яка з'єднує дві протилежні точки перелому M і L ; M_1, L_1 - положення двох протилежних точок перелому до прикладання навантаження; M_2, L_2 - положення двох протилежних точок перелому після прикладання навантаження; L' - положення точки L після прикладення навантаження без урахування повороту перелому (паралельне переміщення відрізка

M_1L_1); $S_{ML} = M_1L_1 = M_2L_2 = M_2L'$ - відстань між точками **М** і **Л** в різних положеннях; $\Lambda_x^M, \Lambda_y^M, \Lambda_z^M$ - проекції переміщення точки **М** на координатні осі; $\Lambda_x^L, \Lambda_y^L, \Lambda_z^L$ - проекції переміщення точки **Л** на координатні осі; $L'L_2$ - переміщення точки **Л** за рахунок тільки взаємного повороту частин перелому.

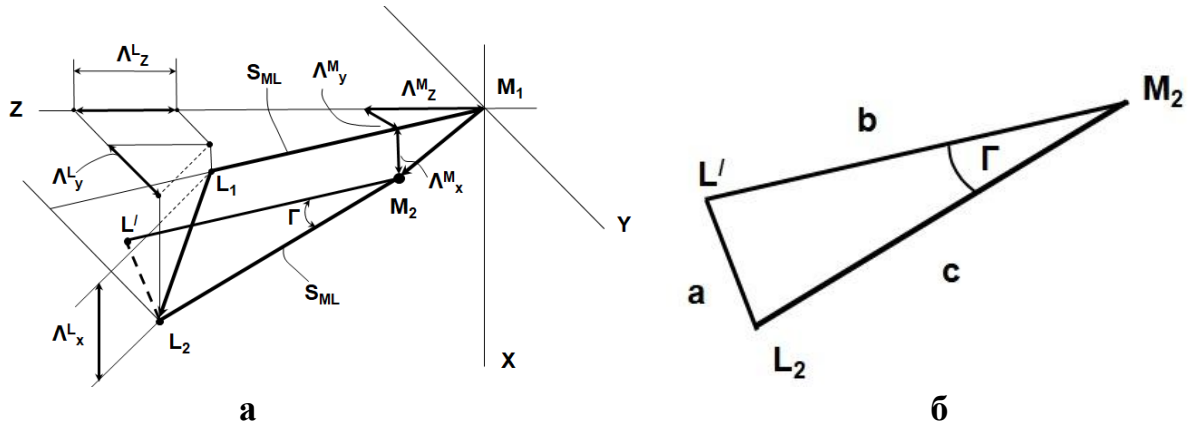


Рис. 4.4. Детальна (а) і спрощена (б) схема переміщень точок перелому і кутів повороту частин перелому.

З трикутника $L'L_2M_2$ (рис. 4.4б):

$$|L'L_2| = \sqrt{(\Lambda_x^L - \Lambda_x^M)^2 + (\Lambda_y^L - \Lambda_y^M)^2 + (\Lambda_z^L - \Lambda_z^M)^2}, \quad (4.10)$$

де, враховуючи показані на рис. 4.4 позначення

$$|L'M_2| = S_{ML}; \quad |L_2M_2| = S_{ML}. \quad (4.11)$$

Пояснення до формули (4.10) дає рис. 4.5, де для наочності зображено проекції векторів M_1M_2 , L_1L_2 , $L'L_2$ і проекції відповідних переміщень на площину XOY .

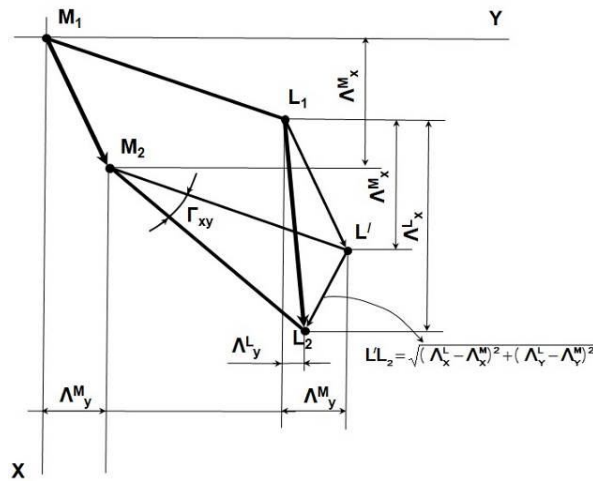


Рис. 4.5. Проекції векторів переміщень точок перелому на площину ХоУ.

В остаточному вигляді кут повороту частин перелому визначимо як:

$$\Gamma = \arccos \left(1 - \frac{|L'L_2|^2}{2 \cdot S_{ML}^2} \right). \quad (4.12)$$

Умова функціональної надійності (4.2) з використанням в якості критерію максимального взаємного кута повороту частин перелому (4.12), виглядає так:

$$\Gamma_{\max} = \arccos \left\{ 1 - \frac{1}{2 \cdot S_{ML}^2} \cdot \sum_{j=1}^3 \left[\sum_{k=1}^3 P_k \left((\lambda_{jk}^L - \lambda_{jk}^M) + (\bar{\lambda}_{jk}^L - \bar{\lambda}_{jk}^M) \cdot e_k \right) \right]^2 \right\} \Big|_{\max} \leq [\Gamma]. \quad (4.13)$$

4.2. Деформаційні критерії функціональної надійності при циклічних навантаженнях

Врахування взаємного переміщення точок перелому [11]. Процес лікування постраждалих супроводжується впливом на кінцівки циклічно діючих навантажень (ходьба, фізичні вправи). В цьому випадку взаємні зміщення протилежних частин перелому можуть істотно зрости, а умова функціональної надійності має враховувати деформації (переміщення), що накопичуються у системі ОС під час прикладання циклічних навантажень:

$$\Lambda_{\max}(N) = \left\{ \sum_{j=1}^3 \left[\sum_{k=1}^3 P_k \cdot \left((\lambda_{jk(0)}^i + \lambda_{jk(N)}^i) + (\bar{\lambda}_{jk(0)}^i + \bar{\lambda}_{jk(N)}^i) \cdot e_k \right) \right]^2 \right\}^{1/2} \Big|_{\max} \leq [\Lambda]. \quad (4.14)$$

В (4.14) враховано, що компоненти переміщення точки складаються з миттєво-пружного переміщення $\Lambda_{jk(0)}^i$ та переміщення $\Lambda_{jk(N)}^i$, що виникло протягом дії N циклів навантаження (рис. 4.6)

$$\Lambda_{jk}^i = \Lambda_{jk(0)}^i + \Lambda_{jk(N)}^i. \quad (4.15)$$

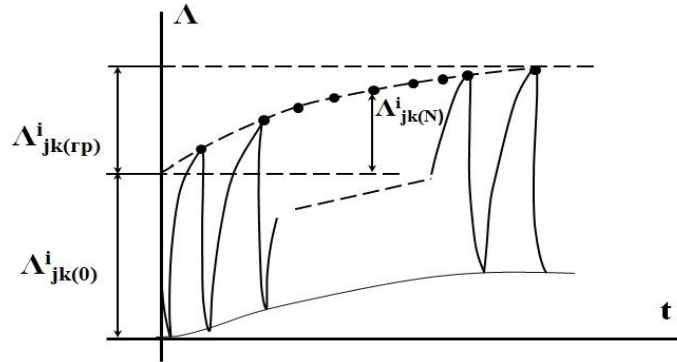


Рис. 4.6. Схема розвитку зміщень суміжних точок та прийняті позначення.

Це можна виразити через приведені переміщення, що виникають за рахунок дії сил (λ_{jk}^i) та моментів ($\bar{\lambda}_{jk}^i$)

$$\lambda_{jk}^i = \lambda_{jk(0)}^i + \lambda_{jk(N)}^i; \quad (4.16)$$

$$\bar{\lambda}_{jk}^i = \bar{\lambda}_{jk(0)}^i + \bar{\lambda}_{jk(N)}^i, \quad (4.17)$$

де, як і в (4.14, 4.15), індекс «0» означає миттєво-пружну складову, індекс N - накопичені переміщення:

$$\lambda_{jk(0)}^i = \frac{\Lambda_{jk(0)}^i}{P_k}; \quad \lambda_{jk(N)}^i = \frac{\Lambda_{jk(N)}^i}{P_k}; \quad (4.18)-(4.19)$$

$$\bar{\lambda}_{jk(0)}^i = \frac{\Lambda_{jk(0)}^i}{M_k}; \quad \bar{\lambda}_{jk(N)}^i = \frac{\Lambda_{jk(N)}^i}{M_k}. \quad (4.20)-(4.21)$$

З практичної точки зору найбільший інтерес представляють переміщення точок перелому, які накопичуються при дії значного числа циклів навантаження. В цьому випадку в умові (4.14) приведені переміщення, що виникли на N-му циклі

доцільно замінити на граничні (при дії максимального числа циклів) приведені переміщення:

$$\Lambda_{\max} = \left\{ \sum_{j=1}^3 \left[\sum_{k=1}^3 P_k \cdot \left((\lambda_{jk(0)}^i + \lambda_{jk(rp)}^i) + (\bar{\lambda}_{jk(0)}^i + \bar{\lambda}_{jk(rp)}^i) \cdot e_k \right) \right]^2 \right\}^{1/2} \Big|_{\max} \leq [\Lambda], \quad (4.22)$$

де позначено

$$\lambda_{jk(zp)}^i = \frac{\Lambda_{jk(zp)}^i}{P_k}; \quad \bar{\lambda}_{jk(zp)}^i = \frac{\Lambda_{jk(zp)}^i}{M_k}. \quad (4.23)-(4.24)$$

Враховуючи, що :

$$P_k \left(\lambda_{jk(0)}^i + \bar{\lambda}_{jk(0)}^i \cdot e_k \right) = \Lambda_{jk(0)}^i, \quad (4.25)$$

$$P_k \left(\lambda_{jk(zp)}^i + \bar{\lambda}_{jk(zp)}^i \cdot e_k \right) = \Lambda_{jk(zp)}^i. \quad (4.26)$$

Умову (4.22) можна записати таким чином :

$$\Lambda_{\max} = \sqrt{\sum_{j=1}^3 \left[\sum_{k=1}^3 P_k \cdot k_{jk}^i \left(\lambda_{jk(0)}^i + \bar{\lambda}_{jk(0)}^i \cdot e_k \right) \right]} \Big|_{\max} \leq [\Lambda]. \quad (4.27)$$

де

$$k_{jk}^i = 1 + \frac{\Lambda_{jk(zp)}^i}{\Lambda_{jk(0)}^i}, \quad (4.28)$$

- коефіцієнт впливу циклічної повзучості, який показує збільшення загального переміщення, що виникає при циклічному навантаженні, порівняно з переміщенням при одноразовому навантаженні.

Врахування кутів взаємного повороту частин перелому [7]. Під дією циклічних навантажень кути взаємного повороту частин перелому можуть суттєво зрости. Ці зміни порівняно з кутами, що виникають під дією одноразових навантажень, можуть бути враховані шляхом додавання до миттєво-пружних переміщень ($\Lambda_{jk(0)}^L$ та $\Lambda_{jk(0)}^M$) зміщень в'язко-пружного походження (переміщення $\Lambda_{jk(N)}^L$ та $\Lambda_{jk(N)}^M$, що виникли за N циклів навантаження) точок **L** та **M** відповідно. Як

і у випадку з лінійними переміщеннями, це може бути виражено через приведені переміщення, що виникають за рахунок дії сил ($\lambda_{jk}^L, \lambda_{jk}^M$) та моментів ($\bar{\lambda}_{jk}^L, \bar{\lambda}_{jk}^M$):

$$\Gamma_{\max}(N) = \arccos \left\{ 1 - \frac{1}{2 \cdot S_{ML}^2} \cdot \sum_{j=1}^3 \left[\sum_{k=1}^3 P_k \left(\left(\lambda_{jk(0)}^L + \lambda_{jk(N)}^L - \lambda_{jk(0)}^M - \lambda_{jk(N)}^M \right) + \left(\bar{\lambda}_{jk(0)}^L + \bar{\lambda}_{jk(N)}^L - \bar{\lambda}_{jk(0)}^M - \bar{\lambda}_{jk(N)}^M \right) \cdot e_k \right)^2 \right] \right\} \Big|_{\max} \leq [\Gamma]. \quad (4.29)$$

У критерії (4.29) застосовані вирази для компонент переміщень (4.15) - (4.17) із заміною позначення точки «і» на точки «L» та «M»:

$$\Lambda_{jk}^L = \Lambda_{jk(0)}^L + \Lambda_{jk(N)}^L; \quad \Lambda_{jk}^M = \Lambda_{jk(0)}^M + \Lambda_{jk(N)}^M; \quad (4.30)$$

$$\lambda_{jk}^L = \lambda_{jk(0)}^L + \lambda_{jk(N)}^L; \quad \lambda_{jk}^M = \lambda_{jk(0)}^M + \lambda_{jk(N)}^M; \quad (4.31)$$

$$\bar{\lambda}_{jk}^L = \bar{\lambda}_{jk(0)}^L + \bar{\lambda}_{jk(N)}^L; \quad \bar{\lambda}_{jk}^M = \bar{\lambda}_{jk(0)}^M + \bar{\lambda}_{jk(N)}^M. \quad (4.32)$$

Індекс «0», як і в (4.14) - (4.21), означає миттєво-пружну складову, індекс «N» (4.33), (4.36) - накопичені переміщення:

$$\lambda_{jk(0)}^L = \frac{\Lambda_{jk(0)}^L}{P_k}; \quad \lambda_{jk(0)}^M = \frac{\Lambda_{jk(0)}^M}{P_k}; \quad (4.33)$$

$$\lambda_{jk(N)}^L = \frac{\Lambda_{jk(N)}^L}{P_k}; \quad \lambda_{jk(N)}^M = \frac{\Lambda_{jk(N)}^M}{P_k}; \quad (4.34)$$

$$\bar{\lambda}_{jk(0)}^L = \frac{\Lambda_{jk(0)}^L}{M_k}; \quad \bar{\lambda}_{jk(0)}^M = \frac{\Lambda_{jk(0)}^M}{M_k}; \quad (4.35)$$

$$\bar{\lambda}_{jk(N)}^L = \frac{\Lambda_{jk(N)}^L}{M_k}; \quad \bar{\lambda}_{jk(N)}^M = \frac{\Lambda_{jk(N)}^M}{M_k}; \quad (4.36)$$

Як і в умові (4.22) із застосуванням лінійних переміщення точок перелому, приведені переміщення, що виникли на N-му циклі замінюємо на граничні (при дії значного числа циклів) приведені переміщення:

$$\Gamma_{\max} = \arccos \left\{ 1 - \frac{1}{2 \cdot S_{ML}^2} \cdot \sum_{j=1}^3 \left[\sum_{k=1}^3 P_k \left(\left(\lambda_{jk(0)}^L + \lambda_{jk(zp)}^L - \lambda_{jk(0)}^M - \lambda_{jk(zp)}^M \right) + \left(\bar{\lambda}_{jk(0)}^L + \bar{\lambda}_{jk(zp)}^L - \bar{\lambda}_{jk(0)}^M - \bar{\lambda}_{jk(zp)}^M \right) \cdot e_k \right) \right]^2 \right\} \Big|_{\max} \leq [\Gamma]. \quad (4.37)$$

де позначено

$$\lambda_{jk(zp)}^L = \frac{\Lambda_{jk(zp)}^L}{P_k}; \quad \lambda_{jk(zp)}^M = \frac{\Lambda_{jk(zp)}^M}{P_k}; \quad \bar{\lambda}_{jk(zp)}^L = \frac{\Lambda_{jk(zp)}^L}{M_k}; \quad \bar{\lambda}_{jk(zp)}^M = \frac{\Lambda_{jk(zp)}^M}{M_k}. \quad (4.38)$$

Застосовуючи коефіцієнт впливу циклічної повзучості (4.28) умова (4.37) може бути записана у такому вигляді :

$$\Gamma_{\max} = \arccos \left\{ 1 - \frac{1}{2 \cdot S_{ML}^2} \cdot \sum_{j=1}^3 \left[\sum_{k=1}^3 P_k \left(k_{jk}^L \left(\lambda_{jk(0)}^L + \bar{\lambda}_{jk(0)}^L \cdot e_k \right) - k_{jk}^M \left(\lambda_{jk(0)}^M + \bar{\lambda}_{jk(0)}^M \cdot e_k \right) \right) \right]^2 \right\} \leq [\Gamma]. \quad (4.39)$$

Аналітичний опис кривих циклічної повзучості та узагальнені форми умов функціональної надійності [22]. Ряд експериментальних досліджень показав, що криву, яка з'єднує верхні точки діаграми циклічної повзучості (пунктир на рис. 4.6) можна з достатнім ступенем точності апроксимувати сумою експонентційних функцій. Як показали попередні розрахунки, число членів суми при цьому досить обмежити трьома, щоб похибка апроксимації не перевищувала інструментальну похибку.

Це фактично використання узагальненої моделі Кельвіна-Фойгхтша шляхом формальної заміни часу дії сили на кількість циклів навантаження [22]. Уявімо переміщення в формулі (4.15) таким чином:

$$\Lambda_{jk}^i(N) = \Lambda_{jk(0)}^i + \sum_{m=1}^n \Lambda_{jk(m)}^i \left[1 - \exp \left(-\frac{N}{N_m^i} \right) \right], \quad (4.40)$$

де $\Lambda_{jk(0)}^i$ - переміщення, що можуть бути визначені при статичних навантаженнях; $\Lambda_{jk(m)}^i, N_m^i$ - коефіцієнти, що можуть бути визначені за кривими

циклічної повзучості; \mathbf{N} – кількість циклів навантаження; \mathbf{m} - порядковий номер експоненти; \mathbf{n} - загальне число експонент.

При цьому має бути виконана умова

$$\sum_{m=1}^n \Lambda_{jk(m)}^i = \Lambda_{jk(ep)}^i . \quad (4.41)$$

Розділивши обидві частини (4.40) на P_k , одержимо для приведенного переміщення $\lambda_{jk(N)}^i$

$$\lambda_{jk}^i(N) = \lambda_{jk(0)}^i + \sum_{m=1}^n \lambda_{jk(m)}^i \left[1 - \exp\left(-\frac{N}{N_m^i}\right) \right] . \quad (4.42)$$

Аналогічним чином для приведенного переміщення $\bar{\lambda}_{jk}^i(N)$

$$\bar{\lambda}_{jk}^i(N) = \bar{\lambda}_{jk(0)}^i + \sum_{m=1}^n \bar{\lambda}_{jk(m)}^i \left[1 - \exp\left(-\frac{N}{\bar{N}_m^i}\right) \right] . \quad (4.43)$$

Підставивши (4.42) в (4.14), одержимо остаточну форму умови функціональної надійності із застосуванням критерію максимальних взаємних зміщень точок перелому при циклічних навантаженнях:

$$\Lambda_{\max}(N) = \sqrt{\sum_{j=1}^3 \left[\sum_{k=1}^3 P_k \cdot \left(\left(\lambda_{jk(0)}^i + \sum_{m=1}^n \lambda_{jk(m)}^i \left[1 - \exp\left(-N / N_m^i\right) \right] \right) + \left(\bar{\lambda}_{jk(0)}^i + \sum_{m=1}^n \bar{\lambda}_{jk(m)}^i \left[1 - \exp\left(-N / \bar{N}_m^i\right) \right] \cdot e_k \right)^2 \right] \right]} \Big|_{\max} \leq [\Lambda] . \quad (4.44)$$

Підставивши (4.43) в (4.29), одержимо остаточну форму критерію максимальних кутів взаємного повороту частин перелому при циклічних навантаженнях [22]:

$$\Gamma_{\max}(N) = \arccos \left\{ 1 - \frac{1}{2 \cdot S_{ML}^2} \cdot \sum_{j=1}^3 \left[\sum_{k=1}^3 P_k \cdot \left(\left(\lambda_{jk(0)}^L + \sum_{m=1}^n \lambda_{jk(m)}^L \cdot \left[1 - \exp\left(-N / N_m^L\right) \right] - \lambda_{jk(0)}^M - \sum_{m=1}^n \lambda_{jk(m)}^M \cdot \left[1 - \exp\left(-N / N_m^M\right) \right] \right) + \left(\bar{\lambda}_{jk(0)}^L + \sum_{m=1}^n \bar{\lambda}_{jk(m)}^L \left[1 - \exp\left(-N / \bar{N}_m^L\right) \right] - \bar{\lambda}_{jk(0)}^M - \sum_{m=1}^n \bar{\lambda}_{jk(m)}^M \left[1 - \exp\left(-N / \bar{N}_m^M\right) \right] \right)^2 \right] \right\} \Big|_{\max} \leq [\Gamma] . \quad (4.45)$$

4.3. Визначення допустимих навантажень

Для визначення рівня граничних навантажень, що не приводить до виникнення допустимих переміщень точок перелому, використовуємо дані, що описані в розділі 3.2 (табл. 3.1, 3.2.1, 3.3.1, 3.4.1).

В експериментах було реалізовано (табл. 3.1) навантаження $P_1 = 15$ Н, $P_2 = 10,9$ Н, $P_3 = 6$ Н з ексцентриситетами, відповідно, $e_1 = 105$ мм, $e_2 = 110$ мм, $e_3 = 260$ мм.

Згинальні та крутні моменти:

$$M_1 = 1575 \text{ Н} \cdot \text{мм}, M_2 = 1197 \text{ Н} \cdot \text{мм}, M_3 = 1560 \text{ Н} \cdot \text{мм}.$$

Розраховано такі приведені переміщення (дані таблиць 3.2.1, 3.3.1, 3.4.1):

$$\bar{\lambda}_{X1}^{D1} = \frac{\Lambda_{X1}^{D1}}{P_1 \cdot e_1} = \frac{3,25}{15 \cdot 105} = 2,06 \cdot 10^{-3} \frac{\text{мм}}{\text{Н} \cdot \text{мм}};$$

$$\bar{\lambda}_{X2}^{D1} = \frac{\Lambda_{X2}^{D1}}{P_2 \cdot e_2} = \frac{1,33}{10,9 \cdot 110} = 1,11 \cdot 10^{-3} \frac{\text{мм}}{\text{Н} \cdot \text{мм}};$$

$$\bar{\lambda}_{X3}^{D1} = \frac{\Lambda_{X3}^{D1}}{P_3 \cdot e_3} = \frac{1,52}{6 \cdot 260} = 0,97 \cdot 10^{-3} \frac{\text{мм}}{\text{Н} \cdot \text{мм}}.$$

Припускаємо, що основна частина переміщень в переломі виникає за рахунок дії згинальних та крутних моментів від сил P_1 , P_2 , P_3 .

Переміщення за рахунок стиску композиційного стержня, що закріплює стержневі сталеві спиці, вважаємо нехтовно малими порівняно із загальними деформаціями системи. Те ж саме стосується деформацій за рахунок зсуву сталевих спиць.

Таким чином, в умові функціональної надійності (4.9) можна не враховувати приведені переміщення $\bar{\lambda}_{jk}^i$ і залишити тільки $\bar{\lambda}_{jk}^i$, значення яких наведено вище.

Для оцінки допустимих навантажень враховуємо тільки переміщення в повздовжньому напрямі кістки (напряв «X»).

Оцінку допустимих навантажень виконуємо для точки «D1», яка розташована на найбільшій відстані від осі стержневого апарату.

В такому випадку умова (4.9) буде мати вигляд:

$$\Lambda_{Xmax}^{D1} = \bar{\lambda}_{X1}^{D1} \cdot e_1 \cdot P_1 + \bar{\lambda}_{X2}^{D1} \cdot e_2 \cdot P_2 + \bar{\lambda}_{X3}^{D1} \cdot e_3 \cdot P_3 \leq [\Lambda] \quad (4.46)$$

Визначаємо допустиме навантаження $[P_1]$, якщо $P_2 = P_3 = 0$.

З (4.46) маємо:

$$\bar{\lambda}_{X1}^{D1} \cdot e_1 \cdot [P_1] = [\Lambda];$$

$$[P_1] = \frac{[\Lambda]}{\bar{\lambda}_{X1}^{D1} \cdot e_1} = \frac{1}{2,06 \cdot 10^{-3} \cdot 105} = 4,62 \text{ Н.}$$

За таким принципом і для $[P_2]$, якщо $P_1 = P_3 = 0$:

$$\bar{\lambda}_{X2}^{D1} \cdot e_2 \cdot [P_2] = [\Lambda];$$

$$[P_2] = \frac{[\Lambda]}{\bar{\lambda}_{X2}^{D1} \cdot e_2} = \frac{1}{1,11 \cdot 10^{-3} \cdot 110} = 8,19 \text{ Н.}$$

Аналогічно для $[P_3]$, якщо $P_1 = P_2 = 0$:

$$\bar{\lambda}_{X3}^{D1} \cdot e_3 \cdot [P_3] = [\Lambda];$$

$$[P_3] = \frac{[\Lambda]}{\bar{\lambda}_{X3}^{D1} \cdot e_3} = \frac{1}{0,97 \cdot 10^{-3} \cdot 260} = 3,97 \text{ Н.}$$

Знайдені допустимі навантаження зобразили у вигляді графіку поверхні (рис. 4.7)

Визначаємо рівні допустимих навантажень при їх комбінованій (сумісній) дії.

Підставивши в (4.46) значення e_i та $\bar{\lambda}_{Xj}^{D1}$, одержуємо рівняння:

$$0,23 \cdot P_1 + 0,12 \cdot P_2 + 0,25 \cdot P_3 = 1 \quad (4.47)$$

Підставивши в (4.47) по черзі різні значення двох навантажень, знаходимо значення третього навантаження, яке задовольняє умові (4.47).

Наприклад, $P_1 = 0,2 \cdot [P_1] = 0,2 \cdot 4,62 = 0,92 \text{ Н}$, а $P_2 = 0$. Тоді з рівняння

$$0,23 \cdot 0,92 + 0,12 \cdot 0 + 0,25 \cdot P_3 = 1,$$

знаходимо $P_3 = 3,15 \text{ Н}$.

Комбінація навантажень $P_1 = 0,92 \text{ Н}$, $P_2 = 0$, $P_3 = 3,15 \text{ Н}$ буде відповідати гранично допустимому стану перелому.

Використовуючи різні комбінації заданих навантажень P_1 та P_2 , одержуємо відповідні значення P_3 .

Результати розрахунків представлені в табл. 4.1. Ці дані графічно зображені на рисунку 4.8.

Таблиця 4.1

Результати розрахунків допустимих навантажень

№	$P_1, \text{Н}$	$P_2, \text{Н}$	$P_3, \text{Н}$	Примітки
1	$[P_1] = 4.62$	0	0	
2	0	$[P_2] = 8.19$	0	
3	0	0	$[P_3] = 3.97$	
4	$0.2 \cdot [P_1] = 0.92$	$0.0 \cdot [P_2] = 0.00$	3.15	
5		$0.2 \cdot [P_2] = 1.63$	2.37	
6		$0.4 \cdot [P_2] = 3.28$	1.57	
7		$0.6 \cdot [P_2] = 4.91$	0.80	
8		$0.8 \cdot [P_2] = 6.55$	0.01	
9		$1.0 \cdot [P_2] = 8.19$	-	*)
10	$0.4 \cdot [P_1] = 1.85$	$0.0 \cdot [P_2] = 0.00$	2.30	
11		$0.2 \cdot [P_2] = 1.63$	1.51	
12		$0.4 \cdot [P_2] = 3.28$	0.72	
13		$0.5 \cdot [P_2] = 4.10$	0.33	
14		$0.6 \cdot [P_2] = 4.91$	-	*)
15	$0.6 \cdot [P_1] = 2.77$	$0.0 \cdot [P_2] = 0.00$	1.45	
16		$0.1 \cdot [P_2] = 0.82$	1.06	
17		$0.2 \cdot [P_2] = 1.63$	0.67	
18		$0.3 \cdot [P_2] = 2.46$	0.27	
19		$0.4 \cdot [P_2] = 3.28$	-	*)
20	$0.8 \cdot [P_1] = 4.16$	$0.0 \cdot [P_2] = 0.00$	0.17	
21		$0.01 \cdot [P_2] = 0.08$	0.13	
22		$0.02 \cdot [P_2] = 0.16$	0.10	
23		$0.03 \cdot [P_2] = 0.25$	0.05	
24		$0.04 \cdot [P_2] = 0.33$	0.01	
25		$0.05 \cdot [P_2] = 0.41$	-	*)
26	3.49	$0.2 \cdot [P_2] = 1.63$	$0.0 \cdot [P_3] = 0.00$	
27	2.63		$0.2 \cdot [P_3] = 0.79$	
28	1.77		$0.4 \cdot [P_3] = 1.59$	
29	0.91		$0.6 \cdot [P_3] = 2.38$	
30	0.04		$0.8 \cdot [P_3] = 3.18$	
31	-		$1.0 \cdot [P_3] = 3.97$	**))
32	2.63	$0.4 \cdot [P_2] = 3.28$	$0.0 \cdot [P_3] = 0.00$	
33	1.77		$0.2 \cdot [P_3] = 0.79$	
34	0.91		$0.4 \cdot [P_3] = 1.59$	
35	0.04		$0.6 \cdot [P_3] = 2.38$	
36	-		$0.8 \cdot [P_3] = 3.18$	**))

37	1.79	$0.6 \cdot [P_2] = 4.91$	$0.0 \cdot [P_3] = 0.00$	
38	1.35		$0.1 \cdot [P_3] = 0.39$	
39	0.92		$0.2 \cdot [P_3] = 0.79$	
40	0.49		$0.3 \cdot [P_3] = 1.19$	
41	0.06		$0.4 \cdot [P_3] = 1.59$	
42	-		$0.5 \cdot [P_3] = 1.98$	**))
43	0.93	$0.8 \cdot [P_2] = 6.55$	$0.00 \cdot [P_3] = 0.00$	
44	0.75		$0.04 \cdot [P_3] = 0.39$	
45	0.67		$0.06 \cdot [P_3] = 0.79$	
46	0.49		$0.1 \cdot [P_3] = 1.19$	
47	0.07		$0.2 \cdot [P_3] = 1.59$	
48	-		$0.3 \cdot [P_3] = 1.98$	**))
49	$0.0 \cdot [P_1] = 0.00$	6.69	$0.2 \cdot [P_3] = 0.79$	
50	$0.2 \cdot [P_1] = 0.92$	4.92		
51	$0.4 \cdot [P_1] = 1.85$	3.14		
52	$0.6 \cdot [P_1] = 2.77$	1.37		
53	$0.8 \cdot [P_1] = 3.69$	-		***))
54	$0.0 \cdot [P_1] = 0.00$	5.02	$0.4 \cdot [P_3] = 1.59$	
55	$0.2 \cdot [P_1] = 0.92$	3.25		
56	$0.4 \cdot [P_1] = 1.85$	1.47		
57	$0.6 \cdot [P_1] = 2.77$	-		***))
58	$0.0 \cdot [P_1] = 0.00$	3.37	$0.6 \cdot [P_3] = 2.38$	
59	$0.1 \cdot [P_1] = 0.46$	2.49		
60	$0.2 \cdot [P_1] = 0.92$	1.60		
61	$0.3 \cdot [P_1] = 1.39$	0.72		
62	$0.4 \cdot [P_1] = 1.85$	-		***))
63	$0.0 \cdot [P_1] = 0.00$	1.70	$0.8 \cdot [P_3] = 3.18$	
64	$0.04 \cdot [P_1] = 0.18$	1.35		
65	$0.06 \cdot [P_1] = 0.28$	1.18		
66	$0.1 \cdot [P_1] = 0.46$	0.82		
67	$0.2 \cdot [P_1] = 0.92$	-		***))

*) При цих значеннях сил P_1 та P_2 переміщення частин перелому перевищують допустимі (1 мм) навіть за відсутності сили P_3 .

**) При цих значеннях сил P_2 та P_3 переміщення частин перелому перевищують допустимі (1 мм) навіть за відсутності сили P_1 .

***) При цих значеннях сил P_1 та P_3 переміщення частин перелому перевищують допустимі (1 мм) навіть за відсутності сили P_2 .

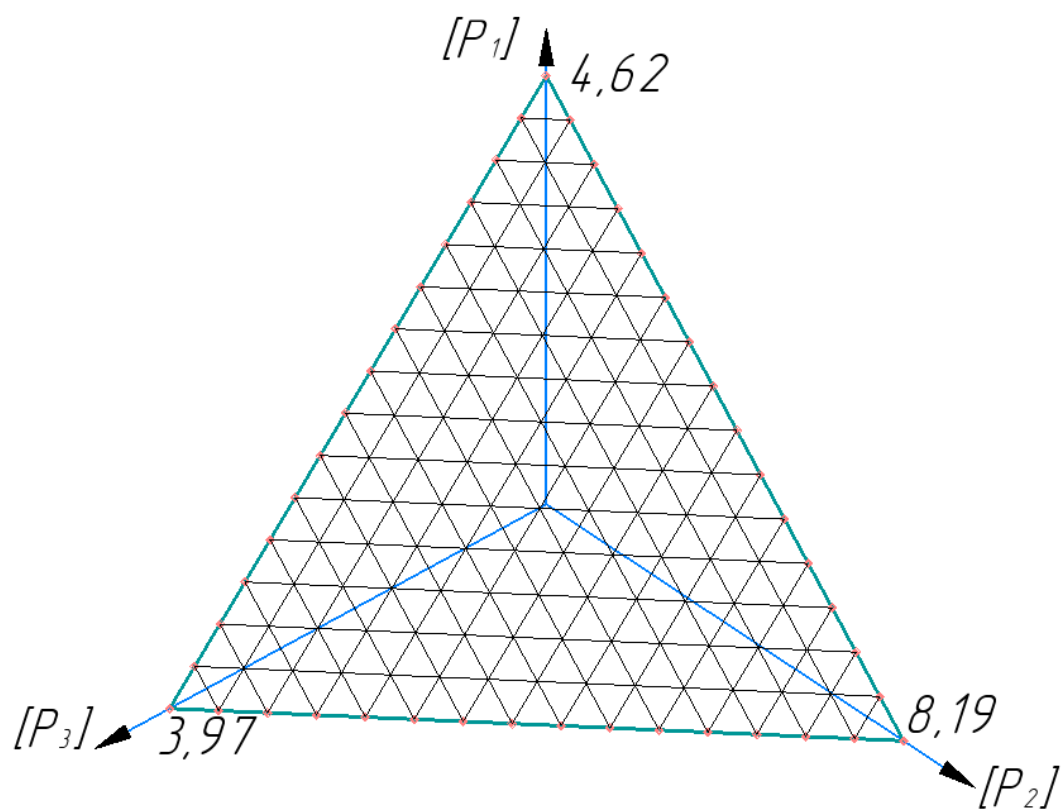
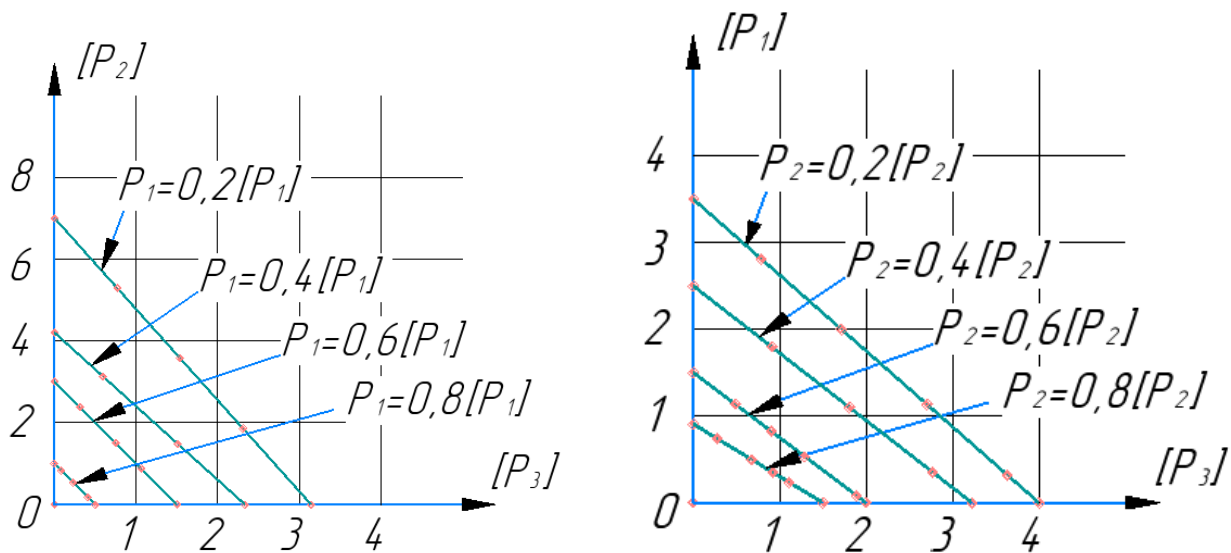


Рис. 4.7. Поверхня допустимих навантажень.



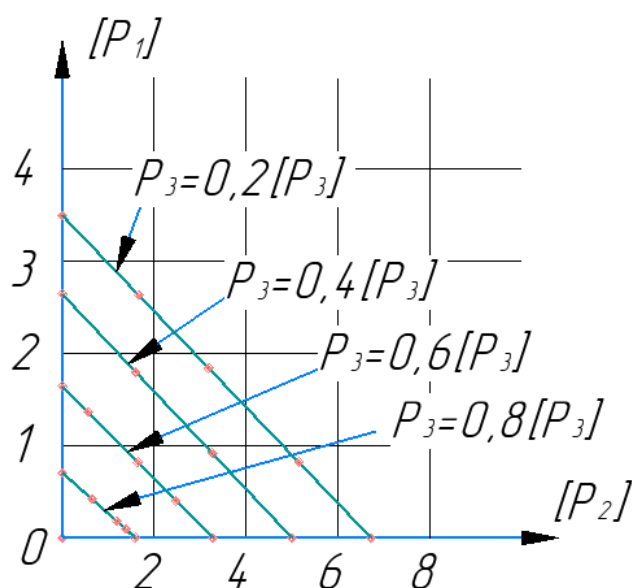


Рис. 4.8. Залежності (рівні) допустимих навантажень.

4.4. Визначення допустимих навантажень при циклічному впливі

З таблиці 3.12 видно, що під дією циклічних навантажень рівень переміщень збільшується приблизно на 30% при достатньо великому числі циклів (до 500).

Таким чином умову (4.44) з врахуванням допущення, що наведено в п. п. 4.3, можна спростити до виразу:

$$\Lambda_{Xmax}^{D1} = 1,30 \cdot (\bar{\lambda}_{X1}^{D1} \cdot e_1 \cdot P_1 + \bar{\lambda}_{X2}^{D1} \cdot e_2 \cdot P_2 + \bar{\lambda}_{X3}^{D1} \cdot e_3 \cdot P_3) \leq [\Lambda] \quad (4.48)$$

Результати розрахунків за виразом (4.48) представлені в табл. 4.2, а графічно відображені на рис. 4.9 та рис. 4.10.

Таблиця 4.2

Результати розрахунків допустимих навантажень за циклічного навантаження

№	P_1 , Н	P_2 , Н	P_3 , Н	Примітки
1	$[P_1] = 3.55$	0	0	
2	0	$[P_2] = 6.30$	0	
3	0	0	$[P_3] = 3.05$	
4	$0.2 \cdot [P_1] = 0.70$	$0.0 \cdot [P_2] = 0.00$	2.42	
5		$0.2 \cdot [P_2] = 1.25$	1.82	
6		$0.4 \cdot [P_2] = 2.52$	1.20	
7		$0.6 \cdot [P_2] = 3.78$	0.62	
8		$0.8 \cdot [P_2] = 5.04$	0.01	

9		$1.0 \cdot [P_2] = 6.30$	-	*)
10	$0.4 \cdot [P_1] = 1.42$	$0.0 \cdot [P_2] = 0.00$	1.77	
11		$0.2 \cdot [P_2] = 1.25$	1.16	
12		$0.4 \cdot [P_2] = 2.52$	0.55	
13		$0.5 \cdot [P_2] = 3.15$	0.25	
14		$0.6 \cdot [P_2] = 3.78$	-	*)
15	$0.6 \cdot [P_1] = 2.13$	$0.0 \cdot [P_2] = 0.00$	1.12	
16		$0.1 \cdot [P_2] = 0.63$	0.82	
17		$0.2 \cdot [P_2] = 1.25$	0.52	
18		$0.3 \cdot [P_2] = 1.89$	0.21	
19		$0.4 \cdot [P_2] = 2.52$	-	*)
20	$0.8 \cdot [P_1] = 3.20$	$0.0 \cdot [P_2] = 0.00$	0.13	
21		$0.01 \cdot [P_2] = 0.06$	0.10	
22		$0.02 \cdot [P_2] = 0.12$	0.08	
23		$0.03 \cdot [P_2] = 0.19$	0.04	
24		$0.04 \cdot [P_2] = 0.25$	0.01	
25		$0.05 \cdot [P_2] = 0.32$	-	*)

*) При цих значеннях сил P_1 та P_2 переміщення частин перелому перевищують допустимі (1 мм) навіть за відсутності сили P_3 .

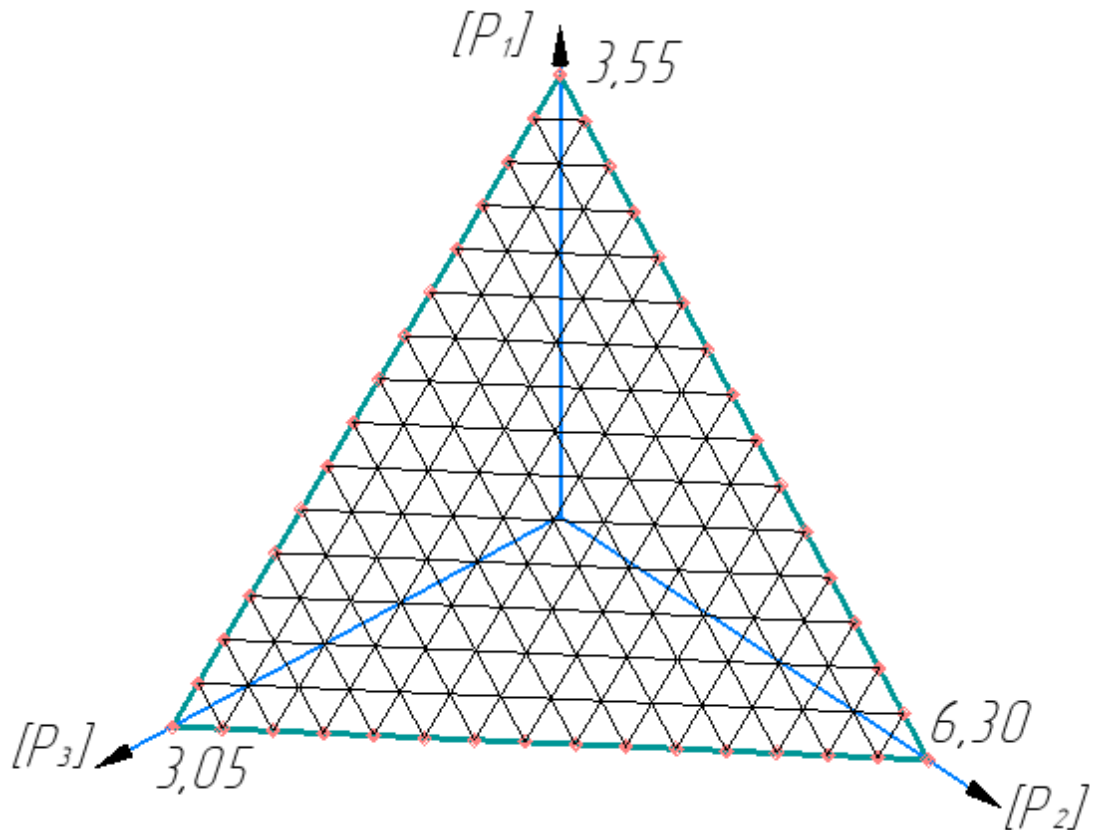


Рис. 4.9. Поверхня допустимих навантажень за циклічного навантаження.

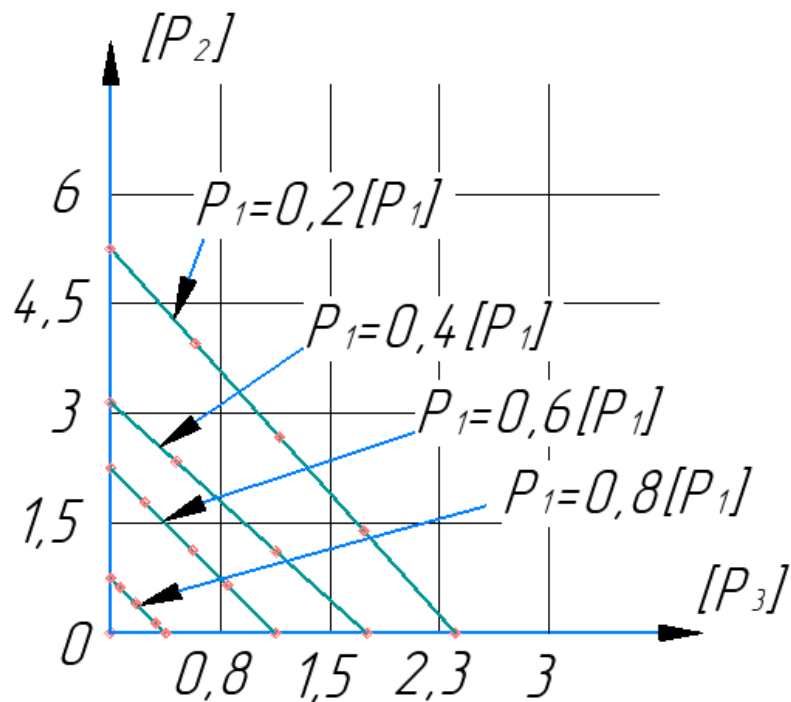


Рис. 4.10. Залежності (рівні) допустимих навантажень за циклічного навантаження.

4.5. Висновки

1. На основі багаторічних досліджень в галузі практичної хірургії встановлені допустимі лінійні переміщення (зміщення) точок перелому $[\Delta] = 1\text{мм}$, і взаємні кути повороту частин перелому $[\Gamma] = 3^\circ$.
2. За допомогою деформаційних критеріїв функціональної надійності при одноразових та циклічних навантаженнях було знайдено допустимі навантаження окремо для компресійного, ротаційного та згинаючого навантаження.
3. Для наглядності результатів дослідження побудували поверхню допустимих навантажень та графіки (рівні) допустимих навантажень.
4. З отриманих даних бачимо, що під дією циклічних навантажень рівень переміщень збільшується приблизно на 30% при достатньо великому числі циклів (до 500).
5. З графіків на рис. 3.8-3.9 видно, що для даного типу стержневого апарату фіксації переломів найбільш небезпечним є комбінація компресійного навантаження

та ротаційного навантаження, також окремо є небезпечним компресійне навантаження. Під час досліджень побачили, що такий вид апарату фіксації добре чинить опір згинаючому навантаженню.

6. При транспортуванні постраждалого з переломом нижньої кінцівки при його фіксуванні даним типом стержневого апарата радимо уникати рухів які б викликали стискаючі та крутні навантаження в межах 5 Н та 8,5 Н відповідно.

РОЗДІЛ 5. РОЗРОБКА СТАРТАП-ПРОЕКТУ

5.1. Опис ідеї проекту

В розділі проведено маркетинговий аналіз стартап-проекту, визначені можливості та доцільність його впровадження на ринок.

Таблиця 5.1

Опис стартап-проекту

Зміст проекту	Напрямки застосування	Вигоди для користувача
Використання установки та методики дослідження взаємних зміщень у переломах кісток із засобами фіксації під дією складних навантажень	Лікування переломів кісток	1) Натурні випробування переломів кістки при різних засобів фіксації
		2) Більш проста конструкція
		3) Можливість проведення досліджень як при простих навантаженнях так і при складних

Запропонована автором установка для визначення переміщень та деформацій відрізняється від існуючих аналогами прикладання одночасно стиску, згину та

кручення. У даному випадку під аналогами ми розглядаємо установки, які використовуються для визначення переміщень та деформацій фіксації переломів при прикладанні простих навантажень. Конкурентом в нашій роботі є: випробувальна машина TIRATEST-2151.

5.2. Технологічний аудит

Реалізувати ідею проекту можна за допомогою натурних випробувань та статистичного аналізу.

В табл. 5.2 проведений аналіз потенційних техніко-економічних переваг даної ідеї у порівнянні з конкурентом №1 (випробувальна машина).

Таблиця 5.2

Визначення сильних, слабких та нейтральних характеристик ідеї проекту

№ п/п	Техніко-економічні характеристики ідеї	W	N	S
1.	Грошові витрати	Конкурент	—	Мій проект
2.	Спосіб прикладання навантаження	Конкурент	—	Мій проект
3.	Складність виготовлення	—	—	—

Визначення технологічної здійсненності ідеї проекту наведено в табл. 5.3.

Таблиця 5.3

Технологічна здійсненність ідеї проекту

№ п/п	Ідея проекту	Технологія її реалізації	Наявність технології	Доступність технології
1.	Використання установки	Виробництво	є	є

	для дослідження взаємних зміщень у переломах кісток із засобами фіксації під дією складних навантажень, як більш практичної з технічної точки зору	Практичне використання		
		Розрахунок		
Обрана технологія може бути реалізована				

5.3. Аналіз ринкових можливостей запуску стартап-проекту

Визначення ринкових можливостей, які можна використати під час ринкового впровадження проекту, та ринкових загроз, які можуть перешкодити реалізації проекту, є досить складними в умовах того, що різні методи рішення поставленої задачі є елементом довгострокового наукового розвитку галузі. Тобто дати оцінку потенційного ринку стартап-проекту можна лише у довгостроковій перспективі, не базуючись на чітких числових характеристиках ринку.

Проаналізуємо ринкові можливості для реалізації нашого проекту. Для початку проведемо аналіз попиту: наявність попиту, обсяг та динаміка розвитку ринку (табл. 5.4).

Таблиця 5.4

Попередня характеристика потенційного ринку стартап-проекту

№ п/п	Показники стану ринку	Характеристика
1.	Кількість головних гравців, од.	5
2.	Загальний обсяг продаж, грн/ум. од.	1000
3.	Динаміка ринку	зростає
4.	Наявність обмежень для входу	відсутня

5.	Специфічні вимоги до стандартизації та сертифікації	наявні
6.	Середня норма рентабельності в галузі, %	100%

По показникам характеристики стану ринку можна зробити висновок, що даний проект є рентабельним.

Визначення потенційних груп клієнтів.

Потенційні групи клієнтів можна умовно поділити на первинних та вторинних споживачів продукту. Первинною групою є інститути травматології та ортопедії. Надалі визначимо потенційні групи клієнтів (табл. 5.5).

Таблиця 5.5

Характеристика потенційних клієнтів стартап-проекту

№ п/п	Потреба, що формує ринок	Цільова аудиторія	Відмінності у поведінці різних потенційних цільових груп клієнтів	Вимоги споживачів до товару
1.	Лікування перелому	Інститути травматології та ортопедії	фінанси	Швидкість встановлення, доступність, функціональність

Після визначення потенційних груп клієнтів проводимо аналіз ринкового середовища, тобто складаємо таблицю факторів, що сприяють ринковому впровадженню проекту, та факторів, що йому перешкоджають (табл. 5.6).

Таблиця 5.6

Фактори загроз

№ п/п	Фактор	Зміст загрози	Можлива реакція компанії
-------	--------	---------------	--------------------------

1.	Збільшення собівартості	Зменшення попиту використання	Виробництво з більш дешевої сировини
2.	Розробка установки		Вдосконалення вже існуючої способу

Таблиця 5.7

Фактори можливостей

№ п/п	Фактор	Зміст можливості	Можлива реакція компанії
1.	Не потребує великих затрат на виробництво	Зменшення собівартості	Достойна оплата праці
2.	Підвищений попит у галузі медицини	Збільшення виробництва	Збільшення кількості працівників

Надалі проведемо аналіз пропозиції, визначивши загальні риси конкуренції на ринку (табл. 5.8).

Таблиця 5.8

Ступеневий аналіз конкуренції на ринку

Особливості конкурентного середовища	В чому проявляється дана характеристика	Вплив на діяльність підприємства
Тип конкуренції олгігополія	Невелика кількість підприємств, які ведуть між собою здебільшого нецінову конкуренцію.	Не відрізняється помітним впливом

Національний рівень конкурентної боротьби	Даний ринок достатньо відкритий	Помітний вплив на модернізації проекту
Внутрішньогалузева ознака	Боротьба ведеться між товаровиробниками однієї галузі за вигідніші умови виробництва	Одержання надприбутків в наслідок вдосконалених засобів фіксації
Товаро-родова конкуренція за видом товару	Одна категорія товару, яка здатна задовольнити конкретне бажання покупця.	Не велика кількість конкурентів
Нецінова конкуренція	Підвищення якості свого товару в порівнянні з товарами-аналогами	Робота над постійним покращенням свого проекту
Марочна інтенсивність	Розглядаємо в якості конкурентів компанії з схожим продуктом	Деяка залежність від ринку

Після аналізу конкуренції проводимо більш детальний аналіз умов конкуренції в галузі (табл. 5.9).

Таблиця 5.9

Аналіз конкуренції в галузі за М. Портером

Складові аналізу	Прямі конкуренти в галузі	Потенційні конкуренти	Постачальники	Клієнти	Товари-замінники
	Немає	Бар'єрів входження в ринок немає	Значний фактор сили	Високий фактор впливу	Загрози з боку замінників є
Висновки:	Низька інтенсивність	Є можливість входження в ринок	Постачальники диктують умови на ринку	Диктують умови роботи на ринку. Такі, як час на розрахунок і забезпечення	Відсутність обмежень від впливу замінників

З огляду на конкурентну ситуацію існує можливість роботи на даному ринку. Щоб бути конкурентоспроможним на ринку проект має мати такі характеристики, як швидкість розрахунку по методиці та доступність програмного забезпечення.

На основі аналізу конкуренції, проведеного в табл. 5.9, а також із урахуванням характеристик ідеї проекту табл. 5.2, вимог споживачів до товару табл. 5.5 та факторів маркетингового середовища табл. 5.6 – табл. 5.7 визначаємо та обґрунтовуємо перелік факторів конкурентоспроможності. Аналіз оформлюється в табл. 5.10.

Таблиця 5.10

Обґрунтування факторів конкурентоспроможності

№ п/п	Фактор конкурентоспроможності	Обґрунтування (наведення чинників, що роблять фактор для порівняння конкурентних
-------	-------------------------------	--

		проектів значущим)
1	Менша потреба у витратах	Не потрібність повторних операцій
2	Точність розрахунків переміщень та деформацій при просторовому навантаженні	Реальні дослідження перелому
3	Різні види навантаження	Конструкція установки, яка здає змогу навантажувати кістки простими (стиск, кручення, згин) та складними (комплексна дія стиску, кручення та згину) способами.

За визначеними факторами конкурентоспроможності (табл. 5.10) проведемо аналіз сильних та слабких сторін мого стартап-проекту (табл. 5.11).

Таблиця 5.11

Порівняльний аналіз сильних та слабких сторін «Створення установки та методики дослідження взаємних зміщень у переломах кісток із засобами фіксації під дією складних навантажень»

№ п/п	Фактор конкурентоспроможності	Бали 1-20	Рейтинг товарів-конкурентів у порівнянні з проектом «Створення установки та методики дослідження взаємних зміщень у переломах кісток із засобами фіксації під дією складних навантажень»						
			-3	-2	-1	0	1	2	3

1	Менша потреба у витратах	20				•			
2	Точність розрахунків	20			•				
3	Види навантаження	20					•		
4	Точність розрахунку в проекті	15					•		

Фінальним етапом ринкового аналізу можливостей впровадження проекту є складання SWOT-аналізу (матриці аналізу сильних (Strength) та слабких (Weak) сторін, загроз (Troubles) та можливостей (Opportunities) (табл. 5.12) на основі виділених ринкових загроз та можливостей, та сильних і слабких сторін (табл. 5.11).

Перелік ринкових загроз та ринкових можливостей складається на основі аналізу факторів загроз та факторів можливостей маркетингового середовища. Ринкові загрози та ринкові можливості є наслідками впливу факторів, і, на відміну від них, ще не є реалізованими на ринку та мають певну ймовірність здійснення.

Таблиця 5.12

SWOT- аналіз стартап-проекту

Сильні сторони: Людина не залишається інвалідом.	Слабкі сторони: не ідеально точні результати розрахунків при експерименті
Можливості: завоювання всього ринку	Загрози: виготовлення більш дешево фіксатора.

На основі SWOT-аналізу розробляються альтернативи ринкової поведінки для виведення стартап-проекту на ринок та орієнтовний оптимальний час їх ринкової

реалізації з огляду на потенційні проекти конкурентів, що можуть бути виведені на ринок.

Визначені альтернативи аналізуються з точки зору строків та ймовірності отримання ресурсів (табл. 5.13).

Таблиця 5.13

Альтернативи ринкового впровадження стартап-проекту

№ п/п	Альтернатива ринкової поведінки	Ймовірність отримання ресурсів	Строки реалізації
1	Публічне ознайомлення, перевірка з існуючими дослідженнями (аналогами), державне затвердження	Висока	3 місяця
2	Публічне ознайомлення, перевірка на справжньому експерименті, державне затвердження	Висока	12 місяців

Із зазначених альтернатив виберемо першу, бо отримання ресурсів є більш простим та ймовірним а строки реалізації – більш стислими.

5.4. Розроблення ринкової стратегії проекту

Розроблення ринкової стратегії першим кроком передбачає визначення стратегії охоплення ринку: опис цільових груп потенційних споживачів (табл. 5.14).

Таблиця 5.14

Вибір цільових груп потенційних споживачів

№ п/п	Опис профілю цільової групи потенційних клієнтів	Готовність споживачів сприйняти продукт	Орієнтовний попит в межах цільової	Інтенсивність конкуренції в сегменті	Простота входу у сегмент
----------	---	--	---	--	--------------------------------

			групи		
1	Інститути травматології та ортопедії	Повністю готові	Високий	Середня	Просто

Для роботи в обраному сегменті ринку необхідно сформуванати базову стратегію розвитку (табл. 5.15).

Таблиця 5.15

Визначення базової стратегії розвитку

Обрана альтернатива розвитку проекту	Стратегія охоплення ринку	Ключові конкурентоспроможні позиції відповідно до обраної альтернативи	Базова стратегія розвитку
Альтернативна	Охоплення на 70-80 %	Конк.№1 та Конк.№2	Спеціалізація

Далі виберемо стратегію конкурентної поведінки (табл. 5.16).

Таблиця 5.16

Визначення базової стратегії конкурентної поведінки

Чи є проект «першопрохідцем» на ринку?	Чи буде компанія шукати нових споживачів, або забирати існуючих у конкурентів?	Чи буде компанія копіювати основні характеристики товару конкурента, і які?	Стратегія конкурентної поведінки
Є	Забирати існуючих у конкурента	Копіювати лише загально використані ідеї	Стратегія заняття конкурентної ніші.

Результатом даного підрозділу є узгоджена система рішень щодо ринкової поведінки стартап-компанії, яка визначатиме напрями роботи стартап-компанії на ринку:

- робота з наявними споживачами (інженерним бюро);
- використання в проекті сучасних технологій;
- напрямок роботи лише у заданій ніші ринку.

5.5. Розроблення маркетингової програми стартап-проекту

Першим кроком є формування маркетингової концепції товару, який отримає споживач. Для цього у табл. 5.17 підсумуємо результати попереднього аналізу конкурентоспроможності товару.

Таблиця 5.17

Визначення ключових переваг концепції потенційного товару

№ п/п	Потреба	Вигода, яку пропонує товар	Ключові переваги перед конкурентами
1	Не потребує великих затрат на виробництво	Зменшення собівартості	Достойна оплата праці
2	Підвищений попит у галузі медицини	Збільшення виробництва	Збільшення кількості працівників

Надалі розробимо тривимірну маркетингову модель товару (табл. 5.18).

Таблиця 5.18

Опис трьох рівнів моделі товару

Рівні товару	Сутність та складові
I. Товар за задумом	Мала затрата часу за ресурсів
II. Товар у реальному виконанні	Властивості/характеристики
	1.технологічна 2.ергономічна 3.економічна
	Назва Створення установки та методики дослідження взаємних зміщень у переломах кісток із засобами фіксації під дією складних навантажень
	Якість: нормативи
III. Товар із підкріпленням	—
За рахунок чого потенційний товар буде захищено від копіювання: за рахунок захисту ідеї товару, тобто захист інтелектуальної власності	

Наступним кроком є визначення цінових меж, якими необхідно керуватись при встановленні ціни на потенційний товар (табл. 5.19). Аналіз проводиться експертним методом.

Таблиця 5.19

Визначення меж встановлення ціни

Рівень цін на товари-замінники	Рівень цін на товари-аналоги	Рівень доходів цільової групи споживачів	Верхня та нижня межі встановлення ціни на товар/послугу
8000 грн	5000 грн	10000 грн	6000/4000 грн

Далі визначаємо оптимальну систему збуту, в межах якого приймається рішення (табл. 5.20).

Таблиця 5.20

Формування системи збуту

Специфіка закупівельної поведінки цільових клієнтів	Функції збуту, які має виконувати постачальник товару	Глибина каналу збуту	Оптимальна система збуту
Одноразова покупка	Інформування	Глибока	Власна система збуту

Останньою складовою маркетингової програми є розроблення концепції маркетингових комунікацій, що спирається на попередньо обрану основу для позиціонування, визначену специфіку поведінки клієнтів (табл. 5.21).

Таблиця 5.21

Концепція маркетингових комунікацій

Специфіка поведінки цільових клієнтів	Канали комунікацій, якими користуються цільові клієнти	Ключові позиції, обрані для позиціонування	Завдання рекламного повідомлення	Концепція рекламного звернення
Комунікабельні	Мережа інтернет	Реклама в інтернеті	Розширення цільових клієнтів	Показати, що наш продукт кращий

Результати маркетингового дослідження:

- мій стартап-проект на ринку в попиті, чому сприяє мала кількість конкурентів та унікальність в порівнянні з іншими;
- впровадження в ринок є доцільним і може понести за собою прибутки, особливо, якщо впроваджувати у сферу медицини;
- не є доцільною подальша імплементація проекту.

ВИСНОВКИ

1. Великогомілкова кістка – друга за величиною кістка після стегнової кістки, яка сприймає осьове зусилля під час ходьби до 4,7 ваги тіла. Спостерігаються доволі часті її переломи. Тому важливість цієї частини опорно-рухового апарату спричинила необхідність її дослідження зі стержневим апаратом зовнішньої фіксації переломів.
2. Було проведено натурні випробування великогомілкової кістки зі стержневим апаратом зовнішньої фіксації переломів, типом наведеного в роботі , із застосуванням установки просторового навантаження.
3. Під час експерименту використовували метод цифрового фотографування для фіксації переміщень частин перелому. Цей метод дає необхідну та достатню точність вимірювань, також з його допомогою можна фіксувати переміщення точок перелому в різних площинах та напрямках, що робить його надзвичайно зручним.
4. Для перевірки результатів тривимірного навантаження зроблено аналітичні розрахунки переміщень точок перелому та кутів повороту з використанням даних, отриманих шляхом випробувань при дії окремих навантажень стику, згину та кручення. Розходження показників, виміряних обома способами лежить в межах 3 – 4,5%, що знаходиться на рівні похибки вимірювання.
5. Було проведено циклічні випробування в кількості 500 циклів, методом цифрового фотографування були отримані та обчислені дані, які проілюстровані в таблицях, діаграмах та графіках. З отриманих даних побачили, що під дією циклічних навантажень рівень переміщень збільшується приблизно на 30% при достатньо великому числі циклів (до 500).
6. На основі багаторічних досліджень в галузі практичної хірургії встановлені допустимі лінійні переміщення (зміщення) точок перелому $[\Delta] = 1\text{ мм}$, і взаємні кути повороту частин перелому $[\Gamma] = 3^\circ$.

7. За допомогою деформаційних критеріїв функціональної надійності при одноразових та циклічних навантаженнях було знайдено допустимі навантаження окремо для компресійного, ротаційного та згинаючого навантаження. Для наглядності результатів дослідження побудували поверхню допустимих навантажень та графіки (рівні) допустимих навантажень.
8. З графіків на рис. 3.8-3.9 видно, що для даного типу стержневого апарату фіксації переломів найбільш небезпечним є **комбінація компресійного навантаження та ротаційного навантаження**, також окремо є небезпечним компресійне навантаження. Під час досліджень побачили, що такий вид апарату фіксації добре чинить опір **згинальному навантаженню**.
9. При транспортуванні постраждалого з переломом нижньої кінцівки при його фіксуванні **даним типом** стержневого апарата радимо уникати рухів які б викликали стискаючі та крутні навантаження, бажано знерухомити постраждалого зі стрижневим апаратом під час перевезення для запобігання виникнення таких навантажень.
10. Визначено поле допустимих навантажень для описаного в роботі стержневого апарату фіксації переломів. Для компресійного навантаження допустимим буде **4,62 Н**, для згинального – **8,19 Н** та для ротаційного навантаження – **3,97 Н**.
11. Дана методика дослідження та розрахунку стержневих апаратів фіксації перелому дає можливість дослідити будь-який вид таких апаратів та обчислити їх поля допустимих навантажень.

СПИСОК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ

1. Анкін Л.Н. Практика остеосинтезу та ендопротезування. / Анкін Л.Н., Анкін Н.Л. - Київ: Виробниче видання. 1994. - 302с.
2. Анкін Л.Н. Практична травматологія. Європейські стандарти діагностики і лікування. / Анкін Л.Н., Анкін Н.Л. - М.: Книга-плюс, 2002. - 480 с.
3. Helical blade versus sliding hip screw for treatment of unstable intertrochanteric hip fractures: a biomechanical evaluation. / [Strauss E., Frank J., Lee J., Kummer FJ, Tejwani N.] // Injury. - 2006. - Oct. - Vol. 37 (10). - P. 984-989.
5. Haidukewych GJ. Hip arthroplasty for salvage of failed treatment of intertrochanteric hip fractures.
6. Ricci WM, Bellabarba C, Lewis R, et al. Angular malalignment after intramedullary nailing of femoral shaft fractures. J Orthop Trauma. 2001; 15: 90 – 5. [PubMed].
7. Шидловський М.С., Лакша А.М. Експериментальні дослідження засобів остеосинтезу.
8. Бардеев А. Ю. Биомеханические условия фиксации отломков при лечении полифокальных переломов костей голени методом чрескостного остеосинтеза А. Ю. Бардеев Новое в решении актуальных проблем травматологии и ортопедии сб. науч. трудов. – М., 2000. - 67-68.
9. Ткачева А. В. Биомеханическое исследование жесткости внешней фиксации при лечении переломов длинных костей с помощью аппарата чрескостного остеосинтеза А. В. Ткачева, О. В. Бейдик, К. К. Левченко Биомедицинские технологии и радиоэлектроника. – М., 2006. – С. 8-9.
10. Барабаш А. П. Сравнительная характеристика линейных перемещений отломков проксимального отдела Бедренной кости при чрескостной фиксации /

А. П. Барабаш, А. Г. Русанов, О. А. Кауц – Саратовский научно-медицинский журнал, 2009, том 5, № 3, с. 399–403.

11. Димань М.М., Федорчук М.П. та ін. Методика визначення деформаційних характеристик систем фіксації переломів великогомілкових кісток // Збірка матеріалів Всеукраїнської науково-технічної конференції молодих вчених та студентів «Інновації молоді – машинобудуванню», секція "Динаміка і міцність машин". – К: НТУУ «КПІ» 2017. – С. 56-59.

12. Д. Г. Одудько, М.М. Димань, О.С. Мусієнко, М.С. Шидловський, О.П. Заховайк. Деформування засобів фіксації переломів кісток при просторовому навантаженні Збірка матеріалів Всеукраїнської науково-технічної конференції молодих вчених та студентів «Інновації молоді – машинобудуванню», секція "Динаміка і міцність машин". – К: НТУУ «КПІ» 2019.

13. Адрианов М.В. Опыт применения имплантируемых стержневых аппаратов системы А.И. Блискунова / М.В. Адрианов, В.Н. Кокурников, Эль Самад Абдул Мохамед // Новое в ортопедии, травматологии и комбустологии. – Ялта, 1997. – С. 26–27.

14. Бейдик О.В. Метод стержневого чрескостного остеосинтеза в лечении диа-физарных переломов костей голени / О.В. Бейдик, К.К. Левченко, Ю.В. Трошкин // Гений ортопедии. – 2009. - №4. – С. 114 – 120.

15. Jaarsma RL, van Kampen A. Rotational malalignment after fractures of the femur. J Bone Joint Surg Br. 2004; 86: 1100–4. [PubMed].

16. Tarkin I.S. "An update on the management of high-energy pilon fractures." / Clare M.P.; Marcantonio A.; Pape H.C. // Injury. - 2008. 39(2):142–54.

17. Бур'янов О.А. Деформаційні характеристики систем фіксації, що застосовуються при переломах та корекційних остеотоміях дистального відділу велико-гомілкової кістки. / О.А. Бур'янов, М.С. Шидловський, Т.М. Омельченко,

М.М. Димань, О.С. Мусієнко // Літопис травматології та ортопедії. – № 1-2 / 2017 (35-36) м. Київ. -С. 129-133

18. Eastwood D.M., Gregg P.J., Atkins R.M. Intra-articular fractures of the calcaneus // J. Bone and Joint Surg.- March 1993.- 75-B.-№ 2. - P. 183- 195.

19. Анатомия человеческого тела Генри Грея <i>Анатомия Грея</i> - https://ru.qaz.wiki/wiki/Gray%27s_Anatomy.

20. А.А. Ситник, А.В. Белецкий. Временная внешняя фиксация переломов длинных трубчатых нижних конечностей стержневыми аппаратами. Минск 2008.

21. Ю.В. Чирва. Применение комплекта стержневого военно-полевого для лечения раненых и пострадавших с боевыми повреждениями опорно-двигательного аппарата. Санкт-Петербург 2017.

22. Практикум з лабораторних робіт з дисципліни "Нові матеріали". Частина II. "В'язкопружні властивості полімерних та композиційних матеріалів при тривалому навантаженні". Для студентів спеціальності "Динаміка та міцність машин" // Шидловський М.С., Шпак Д.Ю. -К.: НТУУ"КПІ", 2009.-45 с.